

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN
PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE
LUMBALGIA AGUDA**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

KEVIN VÍCTOR GÓMEZ CHAMORRO

ASESOR:

DANTE ÁNGEL ELÍAS GIORDANO

Lima, Noviembre, 2021

RESUMEN

En la presente tesis se ha realizado el diseño de un dispositivo de asistencia para rehabilitación pasiva en pacientes con diagnóstico de lumbalgia aguda. Es de tecnología *soft*, pues utiliza actuadores flexibles contribuyendo así a la movilidad del usuario.

El diseño utiliza una batería para brindar asistencia con actuadores piezoeléctricos que ofrecen una fuerza de compresión cuando son excitados eléctricamente. Tiene dos horas de autonomía de baterías; sin embargo, debido a que cuenta también con una barra como actuador mecánico, el usuario puede seguir experimentando asistencia de movimiento en la zona lumbar incluso sin la activación de los actuadores. Se concluyó que el modelo contribuye a aliviar la zona lumbar de cargas verticales, siguiendo la técnica de estabilidad central.

Este dispositivo permite una asistencia de 121,54 N en el eje vertical de y 25,17 N en el eje horizontal del plano frontal en el estado de reposo. La presente tesis aborda cálculos de diseño de elementos mecánicos, análisis del movimiento del mecanismo, selección de componentes, consideraciones para la fabricación del diseño incluyendo impresión 3D de carcazas en ABS, planos de ensamble y despiece para su fabricación. El costo estimado de diseño y fabricación del dispositivo es de S/. 14,000 como costo de diseño y S/. 4,900 como costo de fabricación.

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	1
I. ESTADO DEL ARTE	3
1.1 Lumbalgia.....	3
1.2 Geometría de zona lumbar.....	5
1.3 Cinemática de la zona lumbar.....	6
1.4 Tratamientos en diagnósticos de lumbalgia.....	7
1.4.1 Ejercicios y rehabilitación para pacientes con lumbalgia.....	7
1.4.2 Intervenciones quirúrgicas.....	8
1.4.3 Efectividad de tratamientos disponibles.....	8
1.5 Antecedentes tecnológicos	9
1.5.1 Antecedentes comerciales.....	9
1.5.2 Antecedentes de investigación.....	13
1.5.3 Patentes de dispositivos de asistencia en el tratamiento de lumbalgia.....	15
1.6 Técnicas utilizadas en la rehabilitación de lumbalgia aguda.....	19
1.6.1 Electrostretching	19
1.6.2 Técnica de la Estabilidad Central.....	19
1.7 Técnicas de ingeniería que permiten soluciones a la problemática	20
1.7.1 Herramientas tecnológicas.....	21
1.7.2 Materiales deformables	21
1.7.3 Componentes	22
II. DISEÑO CONCEPTUAL	27
2.1 Requerimientos del sistema	27
2.2 Estructura de funciones.....	31
2.3 Selección y descripción de solución óptima: proyecto preliminar.....	34
III. DISEÑO MECÁNICO DEL DISPOSITIVO.....	38
3.1 Diagrama de operaciones de dispositivo	38
3.2 Consideraciones preliminares para el dimensionamiento del dispositivo.....	39
3.2.1 Principio de asistencia: inestabilidad espinal.....	39
3.2.2 Antropometría	41
3.2.3 Justificación de simplificación de cargas verticales.....	43
3.2.4 Modelo de zona lumbar a utilizar.....	43
3.2.5 Reacciones internas	44
3.2.6 Simplificaciones de cargas en zona lumbar.....	45
3.3 Cálculos preliminares de carga del dispositivo.....	47

3.3.1	Cálculo de resistencia de actuadores	47
3.3.2	Consideraciones eléctricas de las aleaciones con memoria de forma (AMF)	52
3.4.	Selección de actuadores mecánicos.....	52
3.4.1	Aleaciones con memoria de forma (AMF).....	52
3.4.2	Viga de fibra de carbono.....	53
3.5	Modelamiento de dispositivo.....	53
3.5.1	Modelado de sólido en 3D.....	53
3.5.2	Simulación de esfuerzos	56
3.5.3	Justificación de ubicación de ventiladores	61
IV.	DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL.....	64
4.1	Sistema de control.....	64
4.1.1	Lógica de funcionamiento general	64
4.1.2	Arquitectura de control.....	66
4.1.3	Diagrama de flujo.....	67
4.2	Selección de componentes electrónicos	67
4.2.1	Regulador de voltaje.....	68
4.2.2	Optoacoplador.....	69
4.2.3	Botones pulsadores de encendido, apagado y apagado de emergencia.....	70
4.2.4	Sensor IMU.....	70
4.2.5	Ventiladores	71
4.2.6	Módulo bluetooth.....	72
4.2.7	Microcontrolador.....	72
4.2.8	Baterías y cargador.....	73
4.2.9	Peso de componentes.....	76
4.3	Sistema electrónico	77
4.3.1	Diagrama de bloques y conexiones.....	77
4.3.2	Diseño de módulos de protección	78
V.	DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS.....	84
5.1	Integración completa de sistema	84
5.2	Planos	88
5.3	Estimación de costos	89
5.3.1	Costo de diseño del dispositivo.....	89
5.3.2	Costo de fabricación del dispositivo.....	89
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	94
	CONCLUSIONES	95

BIBLIOGRAFÍA	96
ANEXO A	1
ANEXO B.....	2
ANEXO C.....	6
ANEXO D	16
ANEXO E.....	25



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Datos antropométricos de los sujetos de muestra	5
Tabla 1.2 Medias entre sexos de la movilidad lumbar en sujetos sanos	6
Tabla 1.3 Medias entre sexos de la movilidad lumbar con lumbalgia crónica	6
Tabla 1.4 Tratamientos para dolor lumbar agudo y crónico	8
Tabla 2.1 Rango de movimiento de dispositivo.....	28
Tabla 2.2 Velocidad del dispositivo.....	28
Tabla 2.3 Restricciones geométricas del dispositivo	28
Tabla 2.4 Costo promedio del paciente con lumbalgia mecánica.....	30
Tabla 2.5 Resumen de requerimientos de diseño.....	31
Tabla 3.1 Medidas antropométricas promedio.....	42
Tabla 3.2 Medidas antropométricas promedio.....	44
Tabla 3.3 Fuerza de compresión máxima para los diferentes casos	45
Tabla 3.5 Valores de k para viga en voladizo [Beléndez, 2002].....	51
Tabla 5.1 Codificación de planos de diseño	88
Tabla 5.2 Costos de diseño	89
Tabla 5.3 Costos de materiales y componentes	90
Tabla 5.4 Costos por impresión 3D.....	91
Tabla 5.5 Costos por manufactura de tarjetas electrónicas.....	91
Tabla 5.6 Costo de ensamble	92
Tabla 5.7 Costo estimado para la fabricación del dispositivo.....	92

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1. Lumbalgia [Clark, 2018]	4
Figura 1.2. Tipos de lumbalgia.	5
Figura 1.3 Musculatura de la pared abdominal y suelo pélvico.....	6
Figura 1.4 Inyectable Rejuve	9
Figura 1.5 Dispositivo Lo-BakTrax	10
Figura 1.6 Dispositivo TENS	11
Figura 1.7 Ortesis de espalda Medi	11
Figura 1.8 Mesa de terapia de inversión.....	12
Figura 1.9 Mesa de tracción Triton DTS.....	13
Figura 1.10 Sensor tridimensional	14
Figura 1.11 Exo vértebras.....	14
Figura 1.12 Sensor inercial de movimiento de columna.	15
Figura 1.13 Dispositivo de protección espinal.....	15
Figura 1.14 Mesa de tracción.....	16
Figura 1.15 Dispositivo de alineación vertebral.....	17
Figura 1.16 Dispositivo de protección espinal.....	17
Figura 1.17 Dispositivo de estabilización espinal dinámica.....	18
Figura 1.18 Dispositivo de terapia con rayos infrarrojos.....	18
Figura 1.19 Guante de rehabilitación	22
Figura 1.20 Sensor inercial MPU-6050.....	22
Figura 1.21. Sensor magnético hall.....	23
Figura 1.22 Sensor híbrido de silicona textil	23

Figura 1.23 Sensor de flexión	24
Figura 1.24 Actuador Mckibben	24
Figura 1.25 Explicación del efecto de memoria de forma.....	25
Figura 1.26 Funcionamiento de polímeros electroactivos.....	26
Figura 2.1. Caja negra de sistema	32
Figura 2.2 Diagrama de funciones global	33
Figura 2.3 Vista frontal de dispositivo	34
Figura 2.4 Vista posterior de dispositivo.....	35
Figura 2.5 Distribución interna de módulo de control.....	35
Figura 2.6 Arquitectura de hardware preliminar.....	36
Figura 2.7 Diagrama de flujo global de sistema	37
Figura 3.1 Diagrama de procesos de sistema.....	38
Figura 3.2 Curva de carga – desplazamiento.....	39
Figura 3.3 Modelo físico de la estrategia de asistencia externa "empujar-tirar".....	40
Figura 3.4 Prototipo de exoesqueleto	41
Figura 3.5 Esquemático y diagrama de cuerpo libre de zona lumbar	43
Figura 3.6 Izquierda: Modelo sintético de columna lumbar; Derecha: Representación esquemática del modelo de columna lumbar	44
Figura 3.7 Fuerzas de compresión lumbar en las tres condiciones del ensayo.....	45
Figura 3.8 Simplificación de cargas en zona lumbar	46
Figura 3.9 Simplificación de cargas en zona lumbar	46
Figura 3.10 Detalles de implementación de actuadores.....	48
Figura 3.11 Fuerza máxima de asistencia de AMF de <i>flexinol</i>	49

Figura 3.12 Modelado de barra de fibra de carbono como viga en voladizo [Beléndez, 2002]	50
Figura 3.13 Resultados de asistencia de viga de fibra de carbono	51
Figura 3.14 Barra de fibra de carbono seleccionada	54
Figura 3.15 Barra de fibra de carbono con acoples de ABS	54
Figura 3.16 Actuador de <i>flexinol</i>	55
Figura 3.17 Arreglo de actuadores de <i>Flexinol</i>	55
Figura 3.18 Propiedades mecánicas de <i>Flexinol</i>	56
Figura 3.19 Resultados de simulación de esfuerzos	57
Figura 3.20 Resultados de simulación de desplazamientos	57
Figura 3.21 Resultados de simulación de factor de seguridad	58
Figura 3.22 Sistemas equivalentes de cargas	59
Figura 3.23 Resultados de simulación de esfuerzos	59
Figura 3.24 Resultados de simulación de desplazamiento	60
Figura 3.25 Resultados de simulación de factor de seguridad	61
Figura 3.26 Uso de ventiladores para enfriamiento de <i>Flexinol</i> [Lewis, 2013]	61
Figura 3.27 Sistema de ventilación forzada	62
Figura 3.28 Uso de hidrogel para enfriamiento de <i>Flexinol</i> [Kalairaj, 2019]	63
Figura 3.29 Uso de hidrogel para enfriamiento de <i>Flexinol</i> [Kalairaj, 2019]	63
Figura 4.1 Lazo cerrado de control de actuadores de Flexinol	65
Figura 4.2 Ubicación de sensor IMU, carcasas y sistema de ventilación	65
Figura 4.3 Lazo cerrado de regulación de temperatura	66
Figura 4.4 Arquitectura de control de actuadores AMF	66
Figura 4.5 Diagrama de flujo principal	67

Figura 4.6 Diagrama de bloques de arquitectura de hardware de dispositivo	68
Figura 4.7. Diagrama de conexiones	78
Figura 4.8. Carcasa base de circuito de potencia	78
Figura 4.9. Carcasa base de circuito de potencia. Vista con componentes.....	79
Figura 4.10. Cubierta de carcasa base de circuito de potencia.....	79
Figura 4.11. Carcasa de protección de circuito de potencia	80
Figura 4.12 Conexiones de tarjeta de circuito de potencia	80
Figura 4.13 Representación de tarjeta de circuito de potencia.....	81
Figura 4.14. Carcasa de protección de circuito de control.....	81
Figura 4.15. Cubierta de carcasa base de circuito de control.....	82
Figura 4.16. Carcasa de protección de circuito de control.....	82
Figura 4.17. Carcasa de protección de circuito de control.....	83
Figura 4.18. Representación de tarjeta de circuito de control.....	83
Figura 5.1 chaleco lastrado vista frontal	85
Figura 5.2 Chaleco lastrado vista posterior.....	85
Figura 5.3 Integración de sistema	86
Figura 5.4 Integración de sistema, vista posterior.....	86
Figura 5.5 Integración de sistema, vista lateral.	87
Figura 5.6 Integración de sistema con funda de material codra.....	87

INTRODUCCIÓN

La lumbalgia consiste en presencia de dolor en la parte baja de la espalda. La Organización Mundial de la Salud reconoce a la lumbalgia como una de las mayores causas de discapacidad, considerándola como un reto de reforma e innovación para los sistemas de salud actuales [OMS, 2019]. Es reconocida como la segunda causa de requerimiento de atención médica en los países industrializados siendo superado únicamente por resfrío común y la tercera causa de intervención quirúrgica, la quinta en frecuencia de hospitalización y la tercera de incapacidad funcional crónica después de las afecciones respiratorias y traumatismos [Huamán, 2018]. Se estima que la lumbalgia afecta a más del 50% de la población en general. Alrededor del 70% de los adultos en general sufre de lumbalgia al menos una vez a lo largo de su vida. De todos los casos de dolor lumbar, aproximadamente el 85% es clasificado como inespecífico en los cuales no se identifica la fuente fisiológica que causa el dolor [Franca, 2010].

En el Perú se ha identificado a la lumbalgia como un causal del 35% de inasistencias en trabajadores de áreas administrativas. Si se considera sólo ocho días de recuperación por paciente, el tratamiento puede llegar a costar unos \$2400 por persona, lo que al multiplicarse por el millón de afectados hace una suma muy elevada.¹

El tratamiento convencional en la mayoría de los casos de lumbalgia aguda comprende en reposo y tratamiento farmacológico, sin embargo, puede provocar daños potenciales a largo plazo. Se ha demostrado que el reposo prolongado favorece a la atrofia de la musculatura lumbar, y en cuanto a los fármacos, pueden llegar a generar efectos secundarios adversos. Las tendencias de tratamiento actualmente van dirigidas al mantenimiento de la actividad física por parte del paciente con la prescripción de ejercicio terapéutico, combinado con otras técnicas específicas de fisioterapia [Casado 2008]. No obstante, existen diferentes opiniones entre estudios que buscan respaldar la preferencia de tratamientos particulares, por lo cual se evidencia la necesidad de mayor investigación para poder brindar un mejor tratamiento a las personas que sufren de lumbalgia. En el caso de lumbalgia crónica, el tratamiento usual es realizar

¹ Información del artículo "Cerca de un millón de trabajadores en Perú sufre lumbalgia" en el diario La República del 10 de noviembre del 2010. Cifras brindadas por Aníbal Hermoza, especialista en ergonomía de la Sociedad Peruana de Salud Ocupacional.

intervenciones quirúrgicas invasivas, sin embargo, se ha recogido evidencia de que el uso de terapias complementarias en el tratamiento disminuye el uso de analgésicos y brinda una percepción de satisfacción en los pacientes, abriendo la posibilidad de tratamientos alternativos en casos de lumbalgia crónica [García, 2016].

Por las razones expuestas, la presente tesis tiene como objetivo general diseñar un dispositivo de soporte para rehabilitación en diagnósticos de lumbalgia aguda. Por ello se tiene como objetivos específicos: i) realizar un estudio sobre la clasificación de los tipos de lumbalgia, ii) revisar el estado del arte en productos comerciales y de investigación relacionados con dispositivos de asistencia en los tratamientos de lumbalgia, iii) establecer el concepto de solución óptimo partiendo de una lista de requerimientos, estructura de funciones, matriz morfológica y evaluación técnica – económica siguiendo la norma VDI 2206, iv) realizar cálculos de los componentes críticos del diseño de dispositivo usando de forma complementaria el software Inventor 2020 con el fin de evaluar su resistencia mecánica, v) mostrar un diagrama de conexiones de componentes y plantear el subsistema de control estableciendo una lógica de funcionamiento y diagrama de flujo y vi) elaborar los planos de las piezas a necesitar y planos de ensamble, así como una estimación de los costos de diseño y fabricación. De esta manera, se presenta un documento que contiene información suficiente de un diseño inicial del dispositivo, con lo cual es posible empezar su fabricación o realizar futuras mejoras, considerando un rango de medidas promedio de la población nacional, por lo que estas pueden no acomodarse a ciertos usuarios.

Con la implementación de este diseño, se logrará un impacto en la atención de tratamientos alternativos no invasivos en los casos de lumbalgia con la presencia de dispositivos de asistencia en la rehabilitación, además de contribuir a la mejora de las condiciones de salud en los pacientes en tratamiento de lumbalgia aguda y una disminución del absentismo laboral por problemas de salud de esta índole, ocasionando un mejor escenario económico.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se discutirá el marco contextual de las personas con problemas de lumbalgia, así como las limitaciones de los pacientes y las soluciones médicas más relevantes ante este problema de salud. Primero, se definirá la lumbalgia como síntoma, se expondrá sobre las propuestas de clasificación en los tipos de lumbalgia y tratamientos. Además, se describirá el sector de la población vulnerable de presentar los síntomas de lumbalgia aguda. Segundo, se presentará un resumen de tratamientos y terapias médicas utilizadas hasta la actualidad en los cuadros de lumbalgia aguda. Por último, se presentarán antecedentes tecnológicos y de investigación concernientes a casos de lumbalgia aguda.

1.1 Lumbalgia

La lumbalgia, es el término utilizado para referir la presencia de dolor en la parte baja de la espalda (Figura 1.1). En promedio, entre el 70 – 85% de la población latina en general la sufren en algún momento de su vida. La lumbalgia no es un tipo de enfermedad sino un conjunto de síntomas que pueden deberse a causas diferentes. [Aguilera, 2013]. En Perú de acuerdo a EsSalud, 8 de cada 10 casos de descanso médico corresponden a un cuadro de lumbalgia, teniendo un impacto en la economía de la canasta familiar y prosperidad económica del país. La Sociedad Peruana de Reumatología reconoce a la lumbalgia como un obstáculo para la calidad de vida de los trabajadores peruanos, por lo cual es un problema de salud relevante.² En cuanto a los casos de diagnóstico en varones y mujeres se encontró que el 39% de lumbalgia es detectado en varones, asociados con factores de

² Obtenido de la publicación de Perú21 del 15 de agosto de 2013. “Lumbalgia, un mal muy común”. <https://peru21.pe/opinion/lumbalgia-mal-comun-119888-noticia/> Fecha de acceso: 20-04-20

edad entre 36 y 59 años, fumar e hipertensión, y con un 60,9% en mujeres con factores asociados de actividades ocupacionales con objetos pesados, postura inclinada hacia adelante y frecuencia de tres o más días a la semana frente a una PC [Bento, 2019].



Figura 1.1. Lumbalgia [Clark, 2018]

De los pacientes diagnosticados, en alrededor del 20% de los casos es posible determinar la causa del dolor lumbar, clasificando el 80% restante como lumbalgia no específica debido a que no corresponde a una patología anatómica en particular [Aguilera, 2013].

Actualmente existe más de un tipo de clasificación de lumbalgia, sin embargo, hay también un consenso médico en la clasificación de los tipos de lumbalgia de acuerdo a su tiempo de evolución y su condición etiológica-clínica. Los diagnósticos de lumbalgia pueden ser clasificados como mecánica, no mecánica y psicogénica. La lumbalgia mecánica puede ser específica, donde hay una fuente física del dolor fisiológica, o inespecífica, con fuente fisiológica desconocida.

De acuerdo al tiempo de evolución, la lumbalgia puede ser aguda (inicio súbito y duración menor que seis semanas), subaguda (duración de 6 a 12 semanas), crónica (duración de más de 12 semanas) y recurrente (reaparece después de períodos de acalmia, periodos sin presencia de dolor). Puede también dividirse en cinco categorías: viscerogénica (enfermedades abdominales), vascular (aneurisma de aorta abdominal), psicogénica (factor psicológico o psiquiátrico), neurogénica (lesión en el sistema nervioso) y espondilogénica (hernia de disco y osteoartritis) [Stanton, 2010].

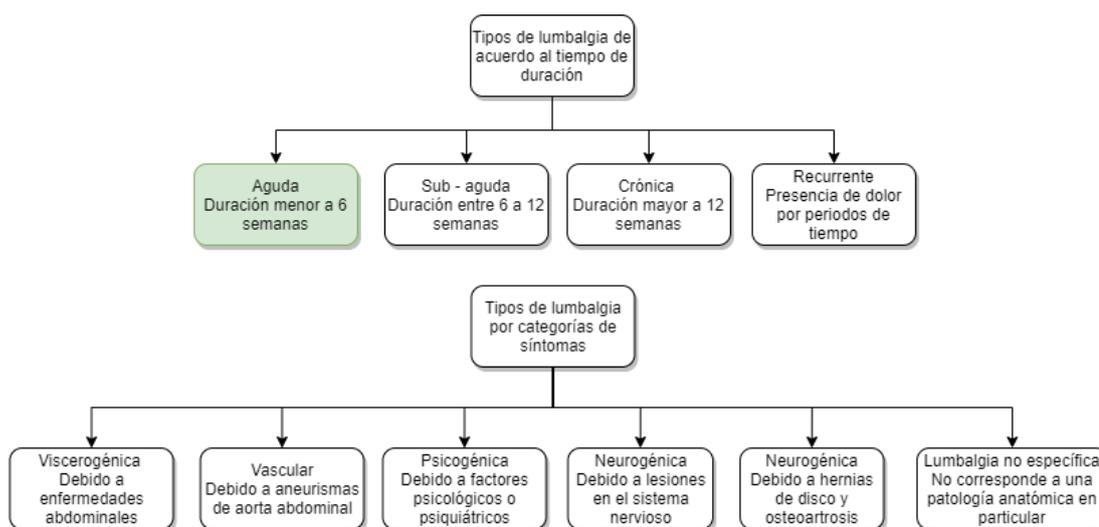


Figura 1.2. Tipos de lumbalgia. La presente tesis se enfoca en el tipo de lumbalgia aguda³

Dentro de los diagnósticos, el más frecuente es el de lumbalgia aguda [Soto, 2015]. Son estos los cuadros mayoritarios en pacientes que los expertos en salud deben de evaluar y tratar; brindando tratamiento de salud cada vez más elaboradas y eficientes.

1.2 Geometría de zona lumbar

En la geometría se consideró la muestra de un estudio del Laboratorio de Biodinámica de la Universidad del Estado de Ohio para determinar un modelo matemático de predicción de los músculos del tronco que soportan la columna vertebral [Marras, 2001]. Los resultados se muestran en la Tabla 1.1, mientras que en la Figura 1.2 se muestra la ubicación de la cresta ilíaca y el xifoides.

Tabla 1.1 Datos antropométricos de los sujetos de muestra [Marras, 2001]

Sexo	Edad	Altura (cm)	Peso (kg)	Profundidad del tronco en la cresta ilíaca (cm)	Ancho del tronco en la cresta ilíaca (cm)	Profundidad del tronco en el proceso xifoides (cm)	Ancho del tronco en el proceso xifoides (cm)
Femenino	25.0	165.5	57.9	19.8	28.0	18.4	27.0
Masculino	26.4	175.9	79.8	22.3	30.3	22.9	32.4

³ En el presente documento se consideró únicamente el tipo de lumbalgia aguda. No se consideraron los tipos de lumbalgia clasificados por síntomas pues su delimitación se encuentra fuera del alcance de esta tesis, sin embargo, se mencionaron para mostrar el avance en las clasificaciones de tipos de lumbalgia. El cuadro fue elaborado tomando como referencia a [Aguilera, 2013] y [Stanton, 2010].

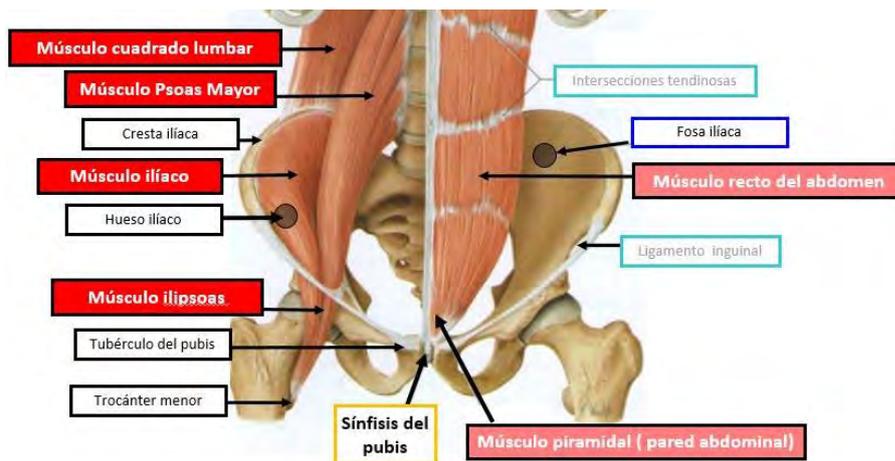


Figura 1.3 Musculatura de la pared abdominal y suelo pélvico⁴

1.3 Cinemática de la zona lumbar

Los movimientos de la zona lumbar consisten en flexión hacia adelante y extensión hacia atrás, además de flexión hacia la derecha e izquierda. En la Tabla 1.2 se presentan rangos de movimiento en personas saludables, los que han sido obtenidos utilizando el Análisis Computarizado Tridimensional del Movimiento (Amov 3D) y medios opto-electrónicos.

Tabla 1.2 Medias entre sexos de la movilidad lumbar en sujetos sanos [Pleguezuelos, 2010]

Amov3D	Hombres	Mujeres	p
Flexión (°)	81,6	74,8	0,34
Extensión (°)	22,2	33,3	0,12
Flexión derecha (°)	32,3	30,2	0,54
Flexión izquierda (°)	32,2	32,7	0,89
Velocidad de flexión (°/s)	190,7	184,7	0,72

p: nivel de significación

Tabla 1.3 Medias entre sexos de la movilidad lumbar con lumbalgia crónica [Pleguezuelos, 2010]

Amov3D	Media	DS (desviación estándar)	Rango	CV (coeficiente de variación)	Intervalo de confianza	
					Superior	Inferior
Flexión (°)	53,6	16,7	7-77	31,1	48	59
Extensión (°)	13,0	8,1	0-36	38,8	9,5	16,5
Flexión derecha (°)	22,8	9,3	5-32	40,7	18,8	26,8
Flexión izquierda (°)	22,5	8,3	4-27	36,8	18,9	26,1
Velocidad de flexión (°/s)	88,0	45,3	7-77	51,4	68,4	107,6

⁴ Obtenido de <https://dolopedia.com/categoria/musculos-de-la-pared-posterosuperior-de-la-pelvis> . Fecha de consulta: 08-10-20

Los rangos de movimiento son afectados por los síntomas de lumbalgia en personas que la sufren. Las variaciones en los valores se presentan en la Tabla 1.3.

1.4 Tratamientos en diagnósticos de lumbalgia

Respecto a los tratamientos y soluciones médicas, los más utilizados son los de terapia y rehabilitación. Además, existe controversia en investigaciones que dudan de la efectividad de las intervenciones quirúrgicas y el de las terapias de rehabilitación en la evolución de los cuadros de lumbalgia en los pacientes [Artus, 2010].

1.4.1 Ejercicios y rehabilitación para pacientes con lumbalgia

Un estudio sobre las guías de tratamiento disponibles para el tratamiento del dolor lumbar demostró que solamente un grupo pequeño menor al 20% lograron resultados aceptables para criterios de calidad específicos. En general, se concluyó que los métodos para desarrollar las recomendaciones terapéuticas de las guías deben ser más rigurosos, más explícitos y mejor explicados poniendo énfasis en los casos crónicos de lumbalgia [Arnau, 2005].

Entre los ejercicios de rehabilitación, continúan existiendo discrepancias sobre el abordaje más eficaz para la lumbalgia. Se hizo una revisión sistemática para identificar las contribuciones de cada ejercicio en la disminución de la intensidad del dolor lumbar y mejorar la función en los pacientes con lumbalgia inespecífica. Los ejercicios de estiramiento y fortalecimiento fueron más eficaces con relación a demás tipos de terapia [Lizier, 2012].

Se han hecho intentos de abordajes de rehabilitación de forma sistemática en cuanto a las rehabilitaciones en pacientes, sin embargo, estudios recientes han concluido en que no ha habido éxito en conducir a mejores resultados para los pacientes asignados a un programa integrado en comparación con los pacientes asignados a un hospital existente [Schmidt, 2020].

1.4.2 Intervenciones quirúrgicas

En un estudio de tres ensayos controlados aleatorios (ECA) se encontró gran similitud en la efectividad del tratamiento conductual y las intervenciones quirúrgicas, encontrando éstas como las más eficaces en casos de lumbalgia crónica. Sin embargo, las conclusiones son discordantes ya que aún se necesita mayor investigación para tratamientos de lumbalgia [Mirza, 2007]. Los tratamientos quirúrgicos en casos de lumbalgia debido a hernias y estenosis espinal sintomática se asocian con beneficios a corto plazo en comparación con la terapia no quirúrgica, aunque estos disminuyen como se evidenció con el seguimiento a largo plazo en algunos ensayos [Chou, 2009].

1.4.3 Efectividad de tratamientos disponibles

En una evaluación de la efectividad de los tratamientos de lumbalgia, se encontró evidencia que apoya la efectividad de la terapia conductual (cognitiva), analgésicos, antidepresivos, medicamentos antiinflamatorios libres de esteroides, educación ergonómica y manipulación espinal. Ninguna evidencia respalda el uso de otras intervenciones (por ejemplo, inyecciones de esteroides, soportes lumbares y tracción). Los resultados de la investigación se muestran en la Tabla 1.4 [Koes, 2006].

Tabla 1.4 Tratamientos para dolor lumbar agudo y crónico [Koes, 2006]

Efectividad	Dolor lumbar agudo	Dolor lumbar crónico
Beneficiosa	Se aconseja mantenerse activo, medicamentos antiinflamatorios libres de esteroides (AINE)	Terapia de ejercicio, programas intensivos de tratamiento multidisciplinario
De compensación	Relajantes musculares	Relajantes musculares
Cerca a ser beneficiosa	Manipulación espinal, terapia conductual, programas de tratamiento multidisciplinarios (para el dolor lumbar subagudo)	Analgésicos, acupuntura, antidepresivos, educación ergonómica, terapia conductual, AINE, manipulación espinal.
Desconocida	Analgésicos, acupuntura, educación ergonómica, inyecciones epidurales de esteroides, soportes lumbares, masajes, tratamiento multidisciplinario (para el dolor lumbar agudo), estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, tracción, tratamientos de temperatura, biorretroalimentación electromiográfica.	Inyecciones epidurales de esteroides, biorretroalimentación EMG, soportes lumbares, masajes, estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, tracción, inyecciones locales.
Poco probable que sea beneficioso	Ejercicios específicos para espalda	
Ineficaz o dañino	Descanso en cama	Inyecciones de articulaciones facetarias

1.5 Antecedentes tecnológicos

Se mencionan dispositivos que tienen como principal objetivo evitar intervenciones quirúrgicas y aliviar los síntomas de los casos de lumbalgia. Se presentarán en dos categorías: dispositivos comerciales y dispositivos en investigación.

1.5.1 Antecedentes comerciales

Dispositivos que se encuentran de libre acceso en el mercado, con el objetivo de aliviar síntomas de lumbalgia, como los que se presentan en las siguientes líneas.

Dispositivo inyectable Rejuve: Es un dispositivo micro invasivo molecular que repara tejidos internos. Consta de un biomaterial no tóxico que suplementa la presencia de colágeno en el organismo. Ha sido demostrado que la introducción de este dispositivo a los discos de la columna vertebral, como se muestra en la Figura 1.3, puede lograr 50% de mayor movilidad y menos presencia de dolor en algunos pacientes, teniendo una muestra total de 80 pacientes. La empresa Intralink-Spine, Inc. (ILS), está llevando a cabo ensayos clínicos en preparación para la marca CE anticipando esfuerzos de comercialización que comenzarán en países específicos durante la segunda mitad de 2020.⁵



Figura 1.4 Inyectable Rejuve⁶

Lo-BakTrax: Dispositivo de tracción que cuenta con el certificado FDA Cleared, por la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA en inglés) de Estados Unidos, el cual reconoce al producto como equivalente a dispositivos legales certificados en el tratamiento

⁵ Obtenido de <https://www.intralinkspine.com/>

⁶ Obtenido de <https://bit.ly/3caAzYR> Fecha de acceso 23-04-20.

de discos herniados, estenosis espinal, espasmos musculares, lumbalgia, ciática y enfermedad degenerativa espinal. Tiene como objetivo el aliviar la tensión en los discos lumbares a partir de ejercicios de estiramiento diarios.

Consta de dos puntos de apoyo, como se muestra en la Figura 1.4, que ejercen presión con dirección a la punta de los pies en una posición supina, recostado por parte del usuario. Las sesiones recomendadas duran entre 10 a 15 minutos, aplicando presión entre 20 y 30 segundos, con descansos entre 90 y 120 segundos en rutinas de 4 a 6 repeticiones. Actualmente Lo-BakTrax se vende en \$39.99 sin necesidad de prescripción médica desde su página web oficial.⁷



Figura 1.5 Dispositivo Lo-BakTrax⁸

TENS: Dispositivo portátil de estimulación nerviosa que funciona a batería y envía descargas eléctricas a través de electrodos adhesivos como se muestra en la Figura 1.5. Los impulsos eléctricos pueden reducir las señales de dolor que van a la médula espinal y al cerebro, lo que puede ayudar a aliviar el dolor y relajar los músculos. También puede estimular la producción de endorfinas, que son los analgésicos naturales del cuerpo. Actualmente el dispositivo se encuentra en etapa de prueba, con convocatorias médicas para voluntarios dispuestos. El dispositivo es actualmente vendido con un precio desde \$12.4 a \$248.54 en farmacias o distribuidores autorizados, como Amazon.

⁷ Obtenido de https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf11/K110858.pdf

⁸ Adaptado de <https://lobaktrax.com/> Fecha de acceso 23-04-20



Figura 1.6 Dispositivo TENS ⁹

Órtesis de espalda Medi: En la Figura 1.6 se visualiza un elemento de soporte con estabilizadores de plástico y metal junto con materiales elásticos. Usado para fijar, apoyar, guiar o corregir, en particular, las articulaciones y partes del cuerpo afectadas.

En algunas áreas de tratamiento, se hace una diferenciación entre las órtesis pasivas y activas. Mientras que las órtesis pasivas alivian principalmente la tensión, apoyan y reparan la columna inestable, las órtesis activas deberían ayudar a la corrección activa del movimiento de la columna deteriorado del paciente. Entre su público objetivo, se encuentran las personas con molestias lumbares.



Figura 1.7 Ortesis de espalda Medi¹⁰

Mesas de terapia de inversión: Equipos que colocan al paciente en una posición echada, donde valiéndose de la fuerza de gravedad y girando al paciente hacia la parte posterior

⁹ Obtenido de <https://www.nhs.uk/conditions/transcutaneous-electrical-nerve-stimulation-tens/> Fecha de acceso: 23-04-20

¹⁰ Obtenido de <https://bit.ly/3sj3pvG> Fecha de acceso 24-04-20

hasta lograr un giro de 180°, se elonga la columna aliviando la tensión entre los discos de la espalda. El mecanismo puede ser observado en la Figura 1.7.



Figura 1.8 Mesa de terapia de inversión¹¹

Los resultados logrados con el uso de estos equipos se encuentran en continua investigación, donde ya ha habido casos en los cuáles los pacientes tratados han logrado evitar exitosamente las intervenciones quirúrgicas. Los precios de venta se encuentran entre \$100 y \$200 desde páginas comerciales como Amazon. Actualmente se venden sin necesidad de prescripción médica.

Mesas de tracción lumbar Triton DTS: Sistema médico a base de arneses que incorpora almohadas para las rodillas y un dispositivo de retroalimentación biológica para la presión (Figura 1.8). El dispositivo cuenta con 5 patrones de estiramiento que simulan la aplicación de la terapia manual con la ventaja de brindar estiramientos graduales, oscilaciones y amplitud de movimiento progresivo con mayor precisión. Cuenta con las opciones de tracción estática, intermitente o cíclica y permite además la posibilidad de establecer hasta 80 protocolos para dolor cervical y lumbar definidos por el usuario.

El sistema puede ser comprado desde \$10.900 con precio local en Estados Unidos sin incluir el costo de envío o importación. Entre las opciones de compra se encuentran las posibilidades de elegir entre un paquete básico o uno completo donde se incluye además

¹¹ Obtenido de <http://bit.ly/3tOOSbK> Fecha de consulta: 22-04-20

una interfaz separada del mecanismo de tracción que indica la presión implantada a través del sistema y una unidad de tracción servical de Saunders que brinda soporte adicional a la zona posterior del cuello del paciente.¹²



Figura 1.9 Mesa de tracción Triton DTS¹³

1.5.2 Antecedentes de investigación

A continuación, se presentan algunos dispositivos en investigación para la asistencia de tratamientos de lumbalgia.

Sensor tridimensional de fuerzas para el tratamiento de lumbalgia: Aparato que sensa la fuerza aplicada en tres dimensiones en el tratamiento quiropráctico de flexión en los diagnósticos de lumbalgia. El paciente se coloca en decúbito prono (Figura 1.9) y las fuerzas se administran por contacto manual en la columna lumbar y por el movimiento de la mesa con la otra mano. El sensor se coloca entre la espalda del paciente y la palma en contacto del doctor, midiendo de este modo la fuerza aplicada en el tratamiento.

Este dispositivo se puede usar para cuantificar las habilidades de los quiroprácticos experimentados recolectando vectores de información que se puede usar para capacitar a

¹² Obtenido de <https://www.performancehealth.com/chattanooga-triton-dts-traction-packages>. Fecha de consulta 22-04-20

¹³ Obtenido de <https://international.chattgroup.com/es/productos/el-paquete-triton-dts>. Fecha de consulta: 22-05-20

los futuros médicos de la quiropráctica. Se considera también la posibilidad de desarrollar una base de datos de investigación gracias a la información recolectada.



Figura 1.10 Sensor tridimensional [Gudavalli, 2004]

Exo-columna vertebral biomimética pasiva: Exoesqueleto preventivo para reducir carga en la espalda baja alrededor de la articulación lumbosacra (L5 / S1). Se ha demostrado una alta correlación, entre la reducción de los momentos de fuerza alrededor de la articulación L5 / S1 y las fuerzas de compresión intervertebral, que a su vez se han identificado como un factor de riesgo para desarrollar lumbalgia. El modelo de exo-columna biomimética pasiva se ha probado con un prototipo inicial con estructura flexibles gracias a una unión en cadena de exo-vértebras como se observa en la Figura 1.10. Se ha demostrado su potencial para permitir un amplio rango de movimiento, limitando las posturas más extremas y potencialmente dañinas.



Figura 1.11 Exo vértebras. Adaptado de [Näf, 2017]

Sensor inercial de movimiento de columna con acelerómetro: El objetivo de este sistema es monitorear la retroalimentación precisa de la posición lumbar durante los ejercicios de

terapia. El dispositivo proporciona información en tiempo real para garantizar que el paciente esté haciendo cada ejercicio de manera correcta. Este sistema de monitoreo portátil consiste en una celda de carga y un acelerómetro. La celda de carga se monta en el extremo de la tira de acero inoxidable para medir la flexión sagital y la flexión lateral se mide con un acelerómetro, tal como se observa en la Figura 1.11. Es un sistema ligero y económico. El dispositivo puede ser utilizado por el paciente en el hogar sin un médico. Además, el médico puede guardar y utilizar los datos para el análisis del trastorno de la columna vertebral.



Figura 1.12 Sensor inercial de movimiento de columna. Adaptado de [Jonwal, 2016]

1.5.3 Patentes de dispositivos de asistencia en el tratamiento de lumbalgia

Patente de dispositivo de tratamiento de lumbalgia y protector espinal: Diseño ornamental para un dispositivo de tratamiento de dolor lumbar y protección de la columna, como se muestra en la Figura 1.12. Consiste en una faja con protuberancia a la altura de la zona lumbar similar a las de uso deportivo.

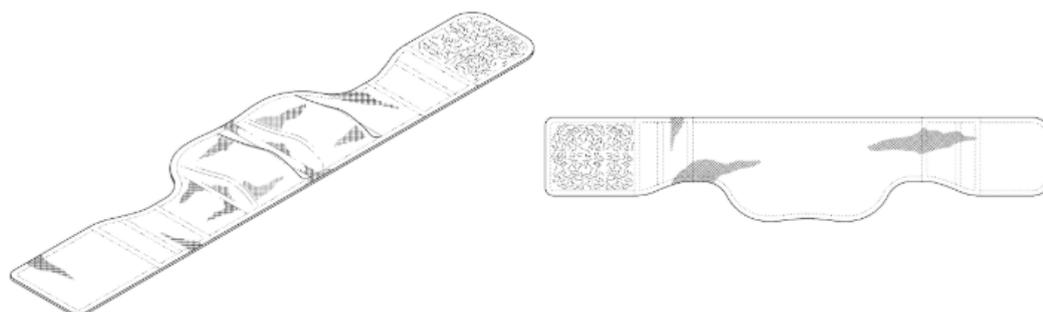


Figura 1.13 Dispositivo de protección espinal [Dudkiewicz, 2017]

Mesa de tracción para tratamiento de lumbalgia: Mesa de tracción terapéutica para el tratamiento del dolor lumbar que consiste de una cama que se puede girar de una posición vertical a horizontal para facilitar la colocación de una persona en una posición horizontal sobre la mesa, como se observa en la Figura 1.13. Un arnés de la parte superior del cuerpo y soportes para las axilas para sujetar la parte superior de la persona. Un arnés de la parte inferior del cuerpo está unido a la parte pélvica de la persona e incluye una vejiga de aire inflable para posicionarse dentro de la cavidad posterior de la columna lumbar formada entre la parte inferior de la espalda de la persona y la cama para relajar los músculos de la espalda aplicando una fuerza de tracción en la columna vertebral de la persona. Tiene una unidad de tracción que incluye una correa conectada al arnés de la parte inferior del cuerpo para proporcionar una fuerza de tracción entre la parte superior del cuerpo y la parte inferior del cuerpo.

La unidad de tracción se puede mover verticalmente a lo largo de un eje de la columna vertebral posicionando a la persona en un ángulo preseleccionado y medible al eje de la columna vertebral. De este modo se aísla la fuerza de tracción a una porción preseleccionada de la columna vertebral durante el tratamiento.

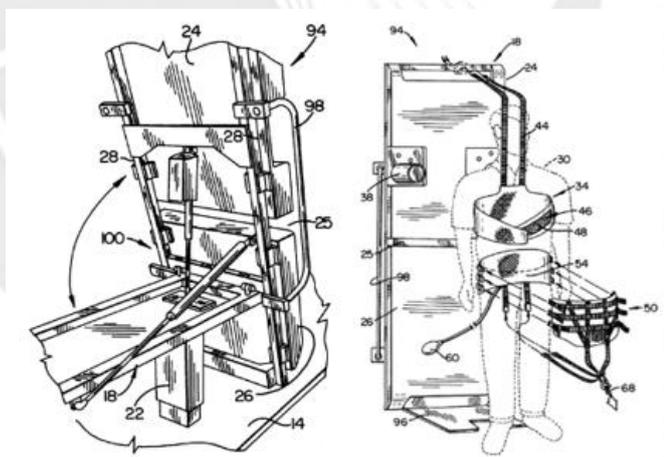


Figura 1.14 Mesa de tracción. Adaptado de [Shealy, 2000]

Dispositivo de alineación vertebral: En la Figura 1.14 se observa un dispositivo de soporte de alineación lineal con al menos dos soportes bi-pad a ser montados sobre la persona. El soporte de alineación lineal recorre lo largo de la columna vertebral de la persona, de modo que cada una de las dos almohadillas del soporte bi-pad están en lados opuestos de la

columna vertebral. Está orientado a corregir la postura del paciente para aliviar el dolor lumbar en posición supina.

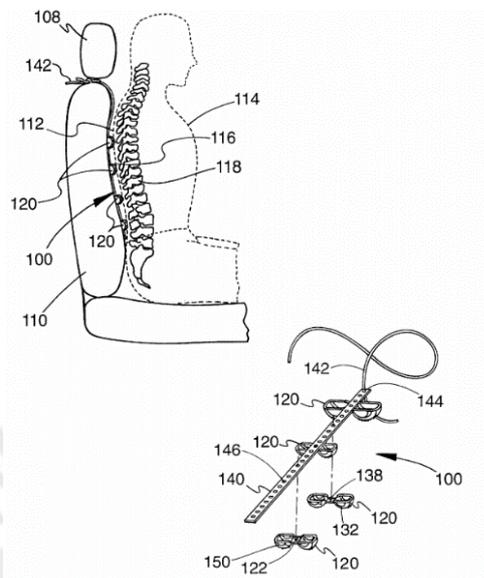


Figura 1.15 Dispositivo de alineación vertebral. Adaptado de [Taylor, 2003]

Dispositivo de tratamiento de lumbalgia y protección espinal: En la Figura 1.15 se observa un dispositivo médico con un panel posterior, que tiene una superficie superior y una superficie inferior; con almohadillas inflables unidas a la superficie superior, donde se encuentra un conjunto de almohadillas inflables. Cuenta además con un diafragma llena con un fluido y una válvula de conexión saliente. Tiene como propósito el evitar el contacto incidental con la columna vertebral de un usuario y evitar la compresión de la columna vertebral.

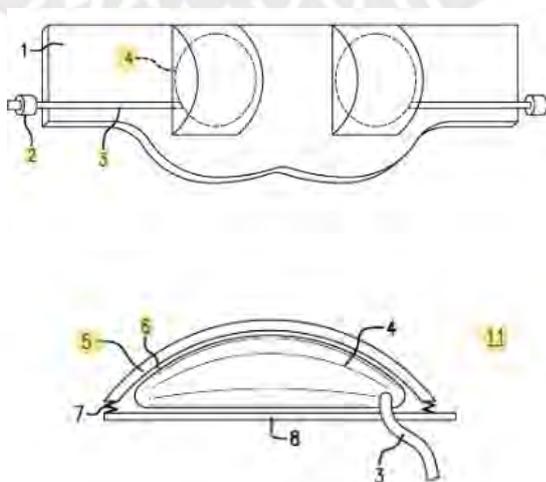


Figura 1.16 Dispositivo de protección espinal. Adaptado de [Dudkiewicz, 2016]

Dispositivo de estabilización espinal dinámica: Dispositivo de estabilización dinámica posicionable alrededor de la columna vertebral que consta de dos componentes móviles, como se observa en la Figura 1.16, acoplados entre sí para definir una trayectoria arqueada de movimiento similar a los movimientos de la columna. Puede proporcionar múltiples grados de libertad de movimiento para compensar las inexactitudes experimentadas durante la implantación y/o permitir que el dispositivo se adapte a los movimientos de un segmento espinal.

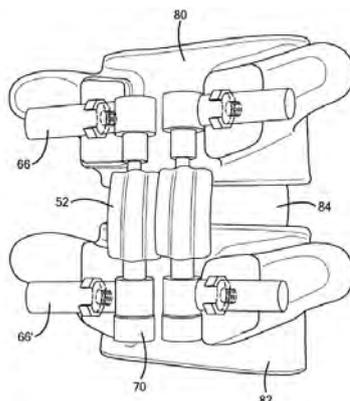


Figura 1.17 Dispositivo de estabilización espinal dinámica [Brown, 2007]

Dispositivo de terapia infrarrojo: En la Figura 1.17 se observa un dispositivo de terapia de calor emitido a través de rayos infrarrojos de asistencia para el tratamiento de dolor lumbar. Consta de un cinturón que se puede abrochar alrededor de la región lumbar del usuario. Se pueden colocar elementos emisores de infrarrojos entre el cinturón y un área seleccionada de la región lumbar del usuario para terapia de alivio del dolor. Se puede conectar una fuente de alimentación portátil al cinturón para que el usuario pueda recibir terapia de infrarrojos en áreas específicas seleccionadas de la parte inferior de la espalda mientras se mueve, está de pie, sentado, reclinado o durmiendo.

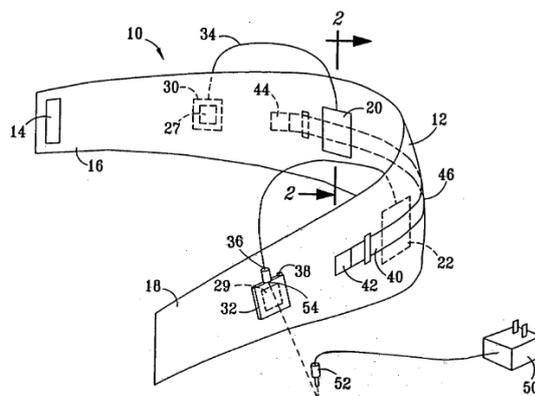


Figura 1.18 Dispositivo de terapia con rayos infrarrojos [Gordon, 2007]

1.6 Técnicas utilizadas en la rehabilitación de lumbalgia aguda

Varias son las técnicas que se tiene en cuenta en cuanto al tratamiento de rehabilitación de terapia aguda. Debido a que este es un campo nuevo, se siguen haciendo nuevas investigaciones y propuestas que contribuyan a los tratamientos actuales de lumbalgia. En las siguientes líneas se presentan los más relevantes para esta tesis.

1.6.1 Electrostretching

Es una técnica terapéutica que combina las propiedades de la electroterapia y los efectos del estiramiento (*stretching*), la cual se aplica de 2 formas, pasiva y activa. El *electrostretching* permite un alargamiento excepcionalmente rápido de los músculos trabajados de forma dinámica. El riesgo de contractura refleja o de elongación respecto a la terapia convencional es eliminado en las técnicas de *electrostretching*. Requiere de cierta destreza en su aplicación que no reviste una complejidad para el especialista. Una adecuada aplicación de la técnica genera una mayor disposición y confianza en el paciente [Hinostroza, 2011]. Entre los efectos positivos encontrados en pacientes se han encontrado: una mayor movilidad de las articulaciones, mayor elasticidad de los músculos, tendones, ligamentos, cápsulas articulares y fascias musculares, tono muscular óptimo, musculatura más eficiente, reducción del riesgo de lesiones en los órganos motrices, mejor equilibrio en la postura corporal, mayor conocimiento de la propia capacidad de carga y mayor conciencia corporal. [Hinostroza, 2011]

1.6.2 Técnica de la Estabilidad Central

La estabilidad central es la capacidad del complejo lumbo-abdomino-pélvico de evitar la flexión y retornar al equilibrio luego de una perturbación. Aunque los elementos estáticos (huesos, ligamentos) contribuyen en cierta medida; la estabilidad del tronco está mantenida, principalmente, por la función dinámica de los músculos. Por ello, existe una clara relación entre la actividad de los músculos del tronco y el movimiento de los miembros inferiores [Castellanos, 2014].

La técnica de estabilidad central consiste en un conjunto de ejercicios enfocados en la parte central del cuerpo humano que ayuda al estiramiento, fortalecimiento, equilibrio y protección de los órganos internos. Esta técnica beneficia a la buena postura de nuestro cuerpo; ya que abarca estructuras osteomusculares proporcionando estabilidad a la columna vertebral de las diferentes cargas que a las que es sometidas durante jornadas de trabajo. La estabilidad central es una estructura funcional formada por un conjunto de estructuras óseas y musculares cuyo propósito principal es proporcionar una doble función: soporte y movilidad mecánica. Un trabajo específico de los músculos del tronco permite una mejor transferencia de fuerzas y movimientos mecánicos más fluidos y económicos para mejorar la cinética del movimiento [Zarate, 2019]

En un estudio se propuso la técnica de estabilidad como tratamiento para el dolor lumbar a los pacientes que acuden al Hospital Del Día Norte, de Guayaquil, Colombia. Se realizó un estudio de carácter pre experimental explicativo, cuyo enfoque fue cuantitativo donde se limitó el tiempo de la investigación. La población fue de 50 pacientes con lumbalgia mecánica de las cuales se tomó como muestra 30 pacientes. Se pudo concluir que, en la valoración inicial el 53% de los pacientes presentó una incapacidad intensa y el 47%, discapacidad funcional. La valoración final indico un cambio en resultados anteriores, el 67% de los individuos no presentó ninguna limitación y el 33% presento una mínima limitación funcional. En la escala analógica visual el 93% presento un dolor muy leve siendo grado 1. Según el Test de Core (ver Anexo A), la evaluación inicial el 95% presentó debilidad muscular y debilidad en la estabilidad lumbopélvica, al realizar la evaluación final el Test de Core da a conocer que el 90% presenta cambios muy beneficiosos en los ejercicios lumbopélvicos. Se concluyó que la técnica de Core Stability ayudó notablemente a la fuerza muscular y la estabilidad lumbopélvica, siendo un tratamiento satisfactorio para el dolor lumbar y de gran ayuda para la incorporación de las actividades de la vida diaria en los pacientes [Onofre, 2017].

1.7 Técnicas de ingeniería que permiten soluciones a la problemática

Se mencionan algunas técnicas utilizadas en proyectos de ingeniería que potencialmente podrían contribuir en investigaciones o nuevos diseños respecto a la problemática de la lumbalgia aguda, que además son relevantes para la presente tesis.

1.7.1 Herramientas tecnológicas

En el modelado 3D, uno de los *softwares* más comerciales es Autodesk Inventor 2020. Este programa es un software CAD, el cual permite el cálculo y diseño distintos elementos de máquina y estructuras, además de permitir una simulación dinámica del diseño. Además, permite realizar el modelado en 3D y de manera posterior la generación de los planos de fabricación de piezas o ensambles. También se utilizó el software *Ultimaker Cura* para hacer una estimación del material a utilizar en las impresiones 3D. Debido a que el proceso de plasmar un concepto de solución en un diseño depende de los conocimientos del diseñador y conlleva a un trabajo adicional para obtener un modelado completo y detallado que cuente con el plano de fabricación, contar con una herramienta enfocada a la automatización del proceso de modelamiento 3D y de generación de los planos de fabricación del diseño sería de gran utilidad.

1.7.2 Materiales deformables

En el proceso de realizar dispositivos cada vez más complejos se ha ido formando una nueva tendencia en los últimos años, la cual sugiere la creación de robots completamente flexibles capaces de desarrollar funcionalidades similares a la actividad humana, superando los alcances de la mecánica clásica de los dispositivos actuales. Esta tecnología es conocida como *Soft robotics* y utiliza elementos no rígidos, flexibles tanto en actuación, sensado y el mismo mecanismo a controlar. Los dispositivos *Soft robotics* presentan menor precisión que los mecanismos clásicos, debido a su propia naturaleza; sin embargo, se han realizado estudios que demuestran que este enfoque es capaz de permitir funcionalidades complejas con pocos grados de libertad, e incluso, con métodos de control sencillos. Además, debido a nuevos tipos de sensores, también flexibles, nuevos proyectos muestran un grado aceptable de precisión, abriendo así nuevas oportunidades de diseño gracias a esta tecnología [Laschi, 2016].

En la Figura 1.18 puede apreciarse un dispositivo de asistencia de rehabilitación de muñeca que utiliza como actuadores a cámaras elastoméricas moldeadas con refuerzos de fibra que inducen trayectorias específicas en la mecánica de flexión, torsión y extensión bajo presurización de fluidos. [Polygerinos, 2015]

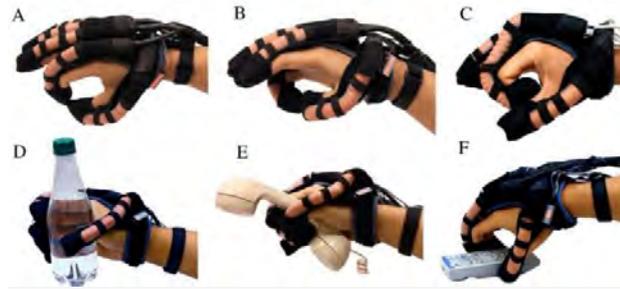


Figura 1.19 Guante de rehabilitación [Polygerinos, 2015]

1.7.3 Componentes

El presente proyecto propone un diseño de dispositivo de asistencia de rehabilitación orientado a la espalda baja, debido a que el acoplamiento al usuario debe ser amigable, se propone usar elementos flexibles. A continuación, se realizará una revisión de algunos sensores y actuadores usados con esta tecnología en la detección de movimiento y deformación.

a) Sensores flexibles: Orientado a un mejor acoplamiento con el usuario, estos sensores son de la tecnología *Soft Robotics*. A continuación, se presentan algunos ejemplos.

Sensor inercial: A pesar de que los sensores inerciales no son exclusivos de los dispositivos de mecánica flexible, estos han sido considerados en muchas investigaciones de *Soft robotics* debido que, al contar con dimensiones pequeñas, llegan a acoplarse de manera satisfactoria y sin generar obstáculo alguno para la movilidad de la columna [Tamura, 2014]. En la Figura 1.19 se muestra un modelo de sensor inercial.



Figura 1.20 Sensor inercial MPU-605014¹⁵

¹⁴ Obtenido de: <https://bit.ly/31d2ktq> Fecha de acceso: 02-05-20

¹⁵ Obtenido de: <https://bit.ly/31d2ktq> Fecha de acceso: 02-05-20

Sensor magnético: Los sensores magnéticos miden la intensidad del campo magnético que los rodea con el fin de obtener información de su entorno físico. El uso de sensores magnéticos tiene la ventaja de tener una respuesta rápida. Su localización debe de ser específica para detectar indirectamente la flexión del dispositivo que lo porta. Las desventajas que presenta son la complejidad de su calibración inicial y el presentar mediciones erróneas debido a que es afectado por el efecto gravitatorio [Newcomer, 2001]. Un sensor comercial de este tipo se visualiza en la Figura 1.20.



Figura 1.21. Sensor magnético hall¹⁶

Sensor híbrido de silicona textil: Sensor capacitivo altamente deformable compuesto de tres capas: dos capas externas de electrodos de tejido de punto plateado altamente deformable que rodean una capa dieléctrica de elastómero de silicona (Figura 1.21). Cuando el área del electrodo y el grosor dieléctrico cambian en respuesta a la tensión aplicada, se produce un cambio de capacitancia. Medir el cambio en la capacitancia se puede usar para determinar la magnitud de una deformación aplicada.

El sensor está diseñado utilizando un enfoque híbrido que combina silicona y materiales textiles para crear un compuesto con propiedades mecánicas flexibles. Además, en la fabricación se realiza un proceso para crear una conexión robusta entre sensores con un cable micro coaxial asegurado a las capas de electrodos [Atalay,2017].



Figura 1.22 Sensor híbrido de silicona textil¹⁷

¹⁶ Obtenido de: <https://bit.ly/31d2ktg> Fecha de acceso: 02-05-20

¹⁷ Obtenido de: <https://bit.ly/3hCKdpM> Fecha de acceso: 02-05-20

Sensor de flexión resistivo: Es un dispositivo plano, flexible y barato (Figura 1.22) que funciona bajo el principio de variación de conductividad según la flexión que sufre el componente. Este sensor puede ser introducido en diversos mecanismos debido a que no ocupa mucho espacio y es flexible. Es uno de los más utilizados en cuanto a muestreo discreto de flexión en dispositivos mecánicos [Ozel, 2016].



Figura 1.23 Sensor de flexión¹⁸

b) Actuadores flexibles: El área lumbar presenta movimientos fluidos lo cual hace de la alternativa de *Soft robotics* como material preferido para la presente tesis. Entonces, debido a que el dispositivo pretende acoplarse de manera amigable al usuario, se realizará una revisión de los actuadores de esta tecnología a fin de seleccionar el que resulte mejor y así encontrar el concepto de solución óptimo.

Actuadores neumáticos: Uno de los actuadores neumáticos más conocidos es el actuador Mckibben [Inose, 2017], que surgió con el objetivo de replicar la mecánica de los músculos humanos. Tiene la capacidad de extenderse y contraerse gracias a la variación de presión neumática. En la Figura 1.23 se muestran su versión más comercial de la compañía Festo.



Figura 1.24 Actuador Mckibben¹⁹

¹⁸ Obtenido de: <http://bit.ly/3rhUFoi> Fecha de acceso: 02-05-20

¹⁹ Obtenido de: https://www.festo.com/rep/en_corp/assets/pdf/info_501_en.pdf Fecha de acceso: 02-05-20

Aleaciones con memoria de forma: Son componentes deformables con la capacidad de retornar a su forma original con una variación en su temperatura. Cuando se induce una transformación, la deformación permanece después de que desaparezca tensión que la generó. Sin embargo, un calentamiento posterior del material da lugar a una recuperación de la deformación, como se explica gráficamente en la Figura 1.24 [Moreno, 2009]. Una de las aleaciones con memoria de forma más conocidas es el nitinol, obtenido a partir de níquel y titanio. Actualmente es uno de los más utilizados en tratamientos de ortodoncia, tratamiento de fracturas y en la industria aeroespacial.

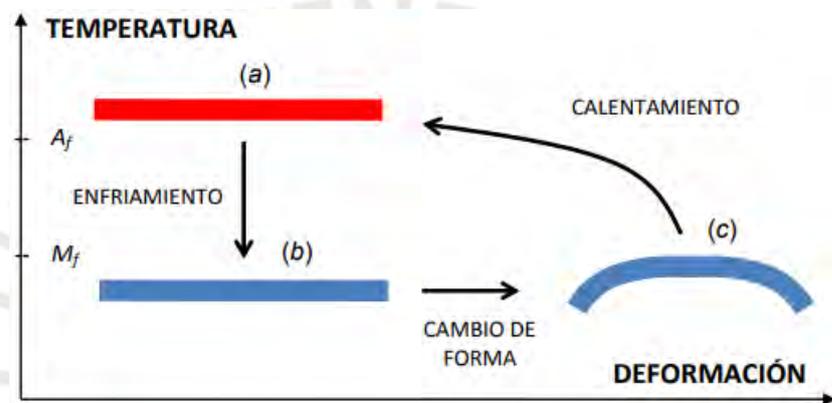


Figura 1.25 Explicación del efecto de memoria de forma [Glücksberg, 2016]

Polímeros electroactivos: Los polímeros pueden emplearse en la obtención de piezas con geometrías complejas, y sus propiedades pueden diseñarse o modificarse con el empleo de aditivos, para cubrir un rango de requisitos muy amplio. Desde la década de los 90 se han obtenido nuevos polímeros que responden a estímulos eléctricos con cambios significativos de forma o tamaño, lo que supone un gran avance en las aplicaciones de los materiales poliméricos. Se denominan polímeros electroactivos (electroactive polymers) o “EAP”, aunque también se los conoce con el sobrenombre de “Músculos Artificiales” por su comportamiento parecido al de los músculos de animales [Morgado, 2007]. La deformación que sufren es proporcional a un voltaje eléctrico potencial que brinda la variable física de carga a medir, tal como lo muestra la Figura 1.25.

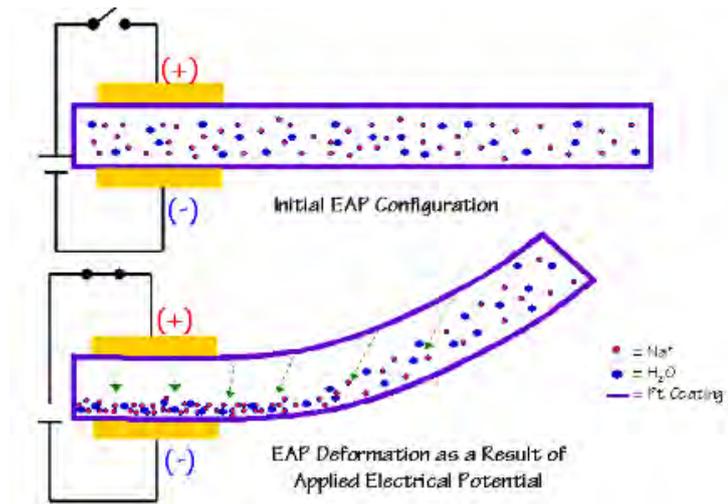


Figura 1.26 Funcionamiento de polímeros electroactivos²⁰



²⁰ Obtenido de: <https://bit.ly/3tShlx1> Fecha de acceso: 02-05-20

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se exponen los requerimientos del proyecto, la estructura de funciones, la matriz morfológica y el planteamiento de alternativas de solución, además de una evaluación técnico económica de dichas alternativas con el fin de seleccionar la solución óptima para el posterior diseño del mismo. Para el desarrollo de este capítulo se emplea la norma alemana VDI 2206 aplicable en el diseño de sistemas mecatrónicos.

2.1 Requerimientos del sistema

A continuación, se presentan los requerimientos con mayor relevancia para la realización de este proyecto.

a) Función principal

El dispositivo será portable y tendrá como función principal asistir en la etapa de rehabilitación en diagnósticos de lumbalgia aguda, buscando brindar una solución no invasiva al gran porcentaje de población que lo sufre, identificado como el 70% de la población adulta en general [França, 2010].

b) Cinemática

Considerando los datos mostrados en la Tabla 1.2 en el capítulo anterior, se delimitan los requisitos cinemáticos del dispositivo (Tabla 2.1 y Tabla 2.1). El rango de movimiento y las velocidades se controlarán a partir de una interfaz gráfica.

Tabla 2.1 Rango de movimiento de dispositivo

Movimiento	Rango de persona sana
Flexión	0-82°
Extensión	0-23°
Flexión derecha	0-33°
Flexión izquierda	0-33°

Tabla 2.2 Velocidad del dispositivo

Velocidad (°/s)	Lento	Normal	Rápido
	Rango/4	Rango/3	Rango/2

c) Geometría

Considerando los datos presentados en la Sección 1.2, se delimitan las dimensiones geométricas con las cuales el dispositivo será compatible. Los mismos, se presentan en la Tabla 2.3. mostrada a continuación.

Tabla 2.3 Restricciones geométricas del dispositivo

Ubicación antropométrica	Medidas (cm)
Profundidad máxima del tronco en la cresta ilíaca	23
Ancho máximo del tronco en la cresta ilíaca	31
Profundidad máxima del tronco en el proceso xifoides	23
Ancho máximo del tronco en el proceso xifoides	33

d) Fuerza

La zona lumbar experimenta fuerza en el proceso de su funcionamiento mecánico. Un estudio en el Instituto de Biomecánica de Valencia en España, realizó mediciones demostrando que las personas con lumbalgia focalizan un 92,43% de la fuerza ejercida sobre el suelo, mientras que una persona sana utiliza un 100%. [Peydro, 2010]. Considerando esto, el dispositivo debe de ser capaz de soportar el 100% de la fuerza aplicada sobre la zona lumbar, el cual para la presente tesis será delimitada en 80 kg en el eje vertical, siendo superior a la carga observada en los datos de la Tabla 1.1 en el capítulo anterior.

e) Seguridad

Se considerará la norma ISO 8549-1:2020 “Prosthetics and Orthotics” como referencia de normas de seguridad para el dispositivo de rehabilitación. Se verificará además mediante

una simulación que el dispositivo no falle por resistencia. También, el dispositivo tendrá un compartimento aislado para la circuitería.

f) Interfaz

El dispositivo se operará a través de una interfaz gráfica de un dispositivo móvil o *tablet*. Esta aplicación será intuitiva y fácil de usar, donde el usuario podrá introducir parámetros como la velocidad y rango del movimiento para el dispositivo.

g) Operación

El dispositivo se diseña para operar en condiciones ambientales similares a las de la ciudad de Lima. Temperatura aproximada de 25° C y 2.87 m.s.n.m. Además, será operado directamente por el usuario a través de la interfaz gráfica y pulsadores de encendido, apagado y apagado de emergencia.

g) Energía

El circuito de energía debe de ser aislado de los demás componentes del sistema, con el fin de evitar fallos en mediciones y accidentes. Adicionalmente se dispondrá a usar baterías recargables de 12 o 24V como fuente de alimentación principal del dispositivo. Estas serán recargables y se utilizará un cargador que de 220V y 60Hz

h) Autonomía

El dispositivo debe de brindar al menos 2 horas de autonomía en base a las baterías.

i) Señales

Se contará con las señales de entrada de rango y velocidad de movimiento angular para regular la asistencia del dispositivo; también se tendrá las señales de salida de estado de batería y señal de apagado de emergencia.

j) Ergonomía

El peso de este dispositivo no excederá a los 5 kg, según la norma básica de ergonomía (Ley N° 27711, Ley del Ministerio de Trabajo y Promoción del Empleo), considerando como carga frecuente que se carga dos veces por minuto, es decir al colocar y al retirar el dispositivo.

k) Materiales

El dispositivo no busca ser una carga dañina para el usuario, pero a la vez debe soportar el peso de sus componentes y la carga por parte del usuario. Por ello, los materiales deben ser ligeros y con resistencia mecánica suficiente para los propósitos del dispositivo. Se desea que la mayoría de los elementos a usar sean de un material biodegradable y reciclable, como el PLA, y que pueda ser utilizado en impresión 3D. Además, se considera que no habrá contacto directo entre la piel y el dispositivo.

l) Fabricación y ensamble

Se usarán componentes normalizados debido a su facilidad de adquisición en el mercado local. También, el dispositivo requerirá un ensamble no muy complejo, capaz de ser realizable, por parte de un distribuidor terciario en clínicas, mediante el uso de herramientas comunes como: desarmadores, alicate, destornilladores, etc.

m) Costos

Con el fin de calcular los costos estimados para el dispositivo, se tomó como referencia los datos de un estudio de la Unidad de Investigación Epidemiológica y en Servicios de Salud Querétaro el Instituto Mexicano del Seguro Social en México, donde con una muestra de 228 pacientes, se llegaron a costos promedios por paciente en casos de lumbalgia mecánica, los cuales se presentan en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4 Costo promedio del paciente con lumbalgia mecánica [Martínez, 2013]

Servicios	Costo por paciente (\$)
Incapacidad	1083,70
Consultas	180,52
Laboratorio	11,70
Gabinete	394,89
Medicamentos	52,09
Costo total	1722,9

Considerando los resultados obtenidos, el costo del dispositivo se establece menor a \$/4500 con el fin de ser accesible para los centros de fisioterapia, rehabilitación, hospitales, clínica, gimnasios; estando por debajo del costo promedio de tratamiento en un paciente con lumbalgia, teniendo así oportunidad de competir en el mercado.

n) Mantenimiento

Los componentes y los circuitos deben ser accesibles y de fácil visibilidad con el fin de facilitar el desarrollo de un plan de mantenimiento del dispositivo, donde se realizarán revisiones, reparaciones o cambio de componentes.

En la Tabla 2.5 se presenta la síntesis los requerimientos para el diseño.

Tabla 2.5 Resumen de requerimientos de diseño

Tipo	Requerimiento	
Función principal	- Dispositivo portable de ayuda en la etapa de rehabilitación en diagnósticos de lumbalgia aguda	
Cinemática	Rango de movimiento: - Flexión: 0-82° - Extensión: 0-23° - Flexión derecha: 0-33° - Flexión izquierda: 0-33°	Velocidad: - Lento: Rango/4 - Normal: Rango/3 - Rápido: Rango/2
Geometría	Dimensiones limitantes (cm): - Profundidad máxima del tronco en la cresta ilíaca: 23 - Ancho máximo del tronco en la cresta ilíaca: 31 - Profundidad máxima del tronco en el proceso xifoides: 23 - Ancho máximo del tronco en el proceso xifoides: 33	
Fuerza	- Deberá soportar 80kg en el eje vertical	
Seguridad	- De acuerdo a la norma ISO/TC 168	
Interfaz	- A través de una interfaz gráfica de un dispositivo móvil o <i>tablet</i>	
Operación	- 25 °C, 2.87 m.s.n.m - Operado directamente por el usuario desde la interfaz gráfica y pulsadores	
Energía	- Se utilizarán baterías recargables de 12 o 24V con un cargador que se conecte a la red eléctrica de 220 V y 60 Hz	
Autonomía	-Al menos 2 horas de duración de baterías	
Señales	Entrada: - Señal de rango angular de movimiento - Señal de velocidad angular	Salida: - Señal de estado de batería - Señal de apagado de emergencia
Ergonomía	- Peso del dispositivo menor a 5kg	
Materiales	- El dispositivo debe de ser ligero, pero a la vez capaz de soportar el peso de sus componentes y la carga por parte del usuario	
Fabricación y ensamble	- Se usarán componentes normalizados debido a su facilidad de adquisición en el mercado local	
Costos	- Costo menor a S/ 4 500	
Mantenimiento	- Circuitos y componentes accesibles para el mantenimiento	

2.2 Estructura de funciones

Mediante un análisis de abstracción del sistema se definirán las entradas y salidas, haciendo uso de una caja negra con el fin de englobar los procesos internos. Además, se describen los subsistemas que tendrá el dispositivo con el fin de lograr la función principal

descrita en la lista de requerimientos, logrando de este modo evitar la predisposición a soluciones específicas.

Entradas:

- Usuario: Paciente con zona lumbar a rehabilitar
- Energía: Se recibe energía eléctrica.
- Señales: Como señal de información el usuario ingresa la señal de encendido, la selección del rango angular de movimiento y también su velocidad angular

Salidas:

- Usuario: Paciente con zona lumbar rehabilitada
- Energía: Energía sonora, energía calorífica, energía lumínica.
- Señales: Se obtiene la señal de estado de la batería y una señal de emergencia.

Las entradas y salidas del sistema mencionadas se muestran en la Figura 2.1.

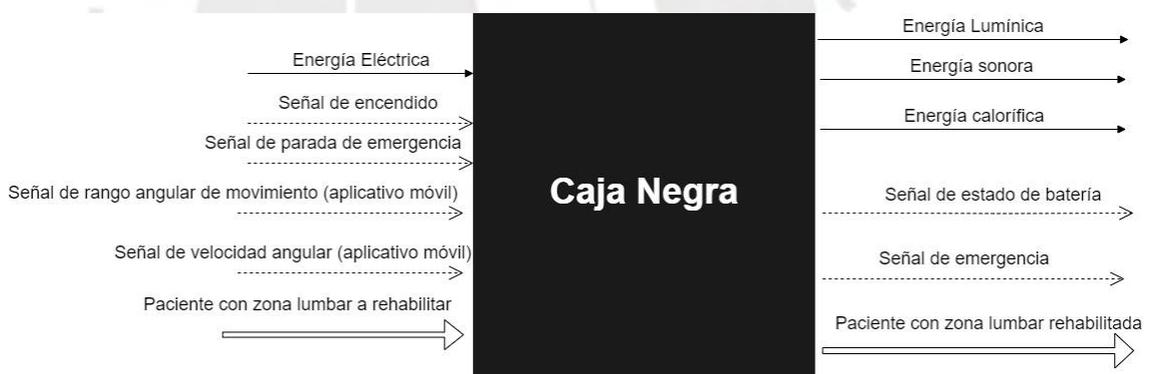


Figura 2.1. Caja negra de sistema

Con las entradas y salidas del sistema identificadas, se establecen los subsistemas de materia, energía, medición, actuación, información e interacción con el usuario. A continuación, se detalla la lista de funciones que desarrollará cada subsistema, además se muestra la estructura de funciones (Figura 3.3) que engloban las funciones mencionadas:

Subsistema de usuario

- Colocar dispositivo en usuario: El paciente se coloca el dispositivo por sí mismo

- Asegurar dispositivo en usuario: Proceso en el cual el paciente coloca un mecanismo de seguridad que asegura al dispositivo en la espalda baja
- Brindar soporte a la zona lumbar en flexión y extensión hacia derecha e izquierda: Esta función comprende soporte mecánico del dispositivo según parámetros del rango y velocidad ingresados por el usuario en la flexión y extensión lateral.
- Brindar soporte a la zona lumbar en flexión y extensión hacia atrás y adelante: Esta función comprende el soporte mecánico del dispositivo de acuerdo a los parámetros de rango y velocidad ingresados por el usuario en la flexión y extensión hacia adelante y atrás.
- Quitar seguro de dispositivo: Paciente retira el mecanismo que asegura el dispositivo a su zona lumbar
- Retirar dispositivo de usuario: Proceso por el cual el paciente se retira el dispositivo completamente

Subsistema de energía

- Acondicionar energía para batería: Proceso que transmite los 220VAC a un voltaje propicio a las baterías a utilizar.
- Almacenar energía eléctrica: Baterías almacenan energía. Una vez cargadas se pueden conectar al dispositivo para permitir su funcionamiento.
- Encender y apagar dispositivo: Proceso que inicia el encendido y apagado del dispositivo, ya sea por indicación de usuario o por una señal de emergencia.
- Acondicionar energía eléctrica para su uso en subsistemas de control, medición y actuación: Comprende el proceso para obtener voltajes y corrientes adecuados para la batería, los sensores, actuadores y el controlador

Subsistema de medición

- Medir nivel restante de batería
- Medir velocidad de flexión y extensión hacia atrás y adelante
- Medir posición de flexión y extensión hacia atrás y adelante
- Medir velocidad de flexión y extensión hacia derecha e izquierda
- Medir posición de flexión y extensión hacia derecha e izquierda

Subsistema de actuación

- Accionar mecanismo de flexión y extensión de dispositivo hacia derecha e izquierda: Realiza la acción mecánica de soporte lateral para la zona lumbar.
- Accionar mecanismo de flexión y extensión de dispositivo hacia atrás y adelante: Realiza la acción mecánica de soporte frontal y posterior para la zona lumbar.

Subsistema de información

- Controlar interfaz de usuario: Función que comprende la recepción y muestra de datos al usuario, de rango y velocidad utilizados y de nivel de batería
- Verificar carga de batería: Función que mide el nivel de batería restante y envía la información a la función controladora de interfaz de usuario.
- Controlar mecanismo de movimiento hacia atrás y adelante: Comprende el control de movimiento lateral cubriendo el rango y velocidad ingresada por el usuario
- Controlar mecanismo de movimiento hacia derecha e izquierda: Comprende el control de movimiento hacia atrás y adelante cubriendo el rango y velocidad ingresada por el usuario

Subsistema de interacción con el usuario

- Ingresar parámetros de movimiento: Proceso de ingreso de información sobre el rango y velocidad de movimiento por parte del usuario.
- Configurar parámetros de movimiento: Comprende el proceso de configuración de los parámetros de movimiento de acuerdo a la información ingresada por el usuario
- Mostrar interfaz de usuario: Función que muestra los parámetros de rango y movimiento de velocidad además del nivel de batería del sistema y lo comunica al usuario a través de indicadores lumínicos y sonoros.

Las funciones descritas y su relación entre ellas en la distribución del sistema, es mostrada en la Figura 2.2.

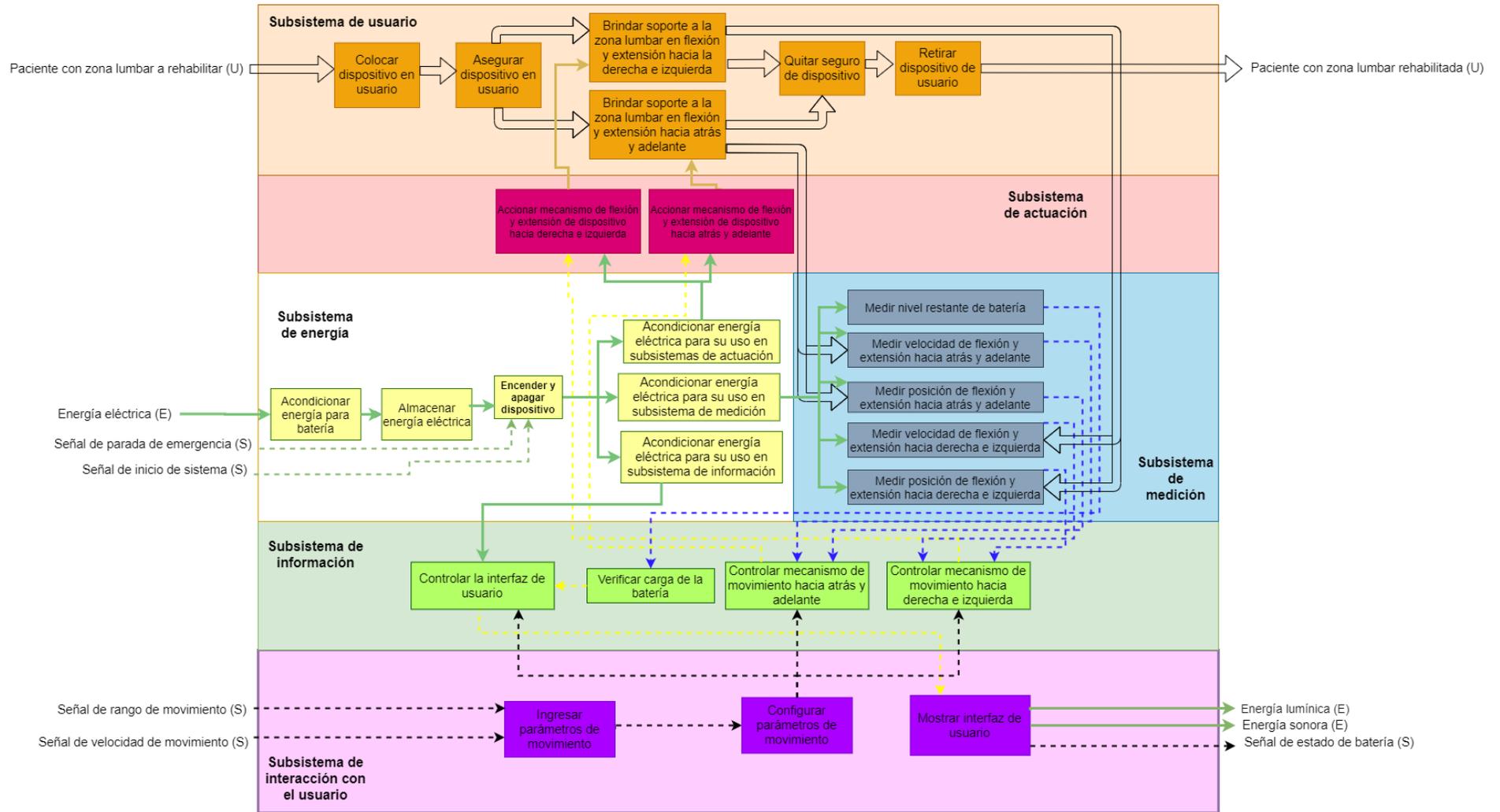


Figura 2.2 Diagrama de funciones global

2.3 Selección y descripción de solución óptima: proyecto preliminar

En base a los requerimientos del presente documento se procedió a elaborar una matriz morfológica (Anexo B) y se plantearon diversos conceptos de solución (Anexo C) seleccionando la solución óptima para luego proceder a un análisis para cubrir mejoras de diseño. Se reconfigura la ubicación de los tirantes en las hebillas de seguridad de modo vertical con el fin de brindar mayor comodidad. También, el control de encendido propuesto inicialmente a través de una perilla es reemplazado por botones, los cuales cubrirán las acciones básicas del usuario de encendido, apagado y apagado de emergencia, como se puede observar en la Figura 2.12.

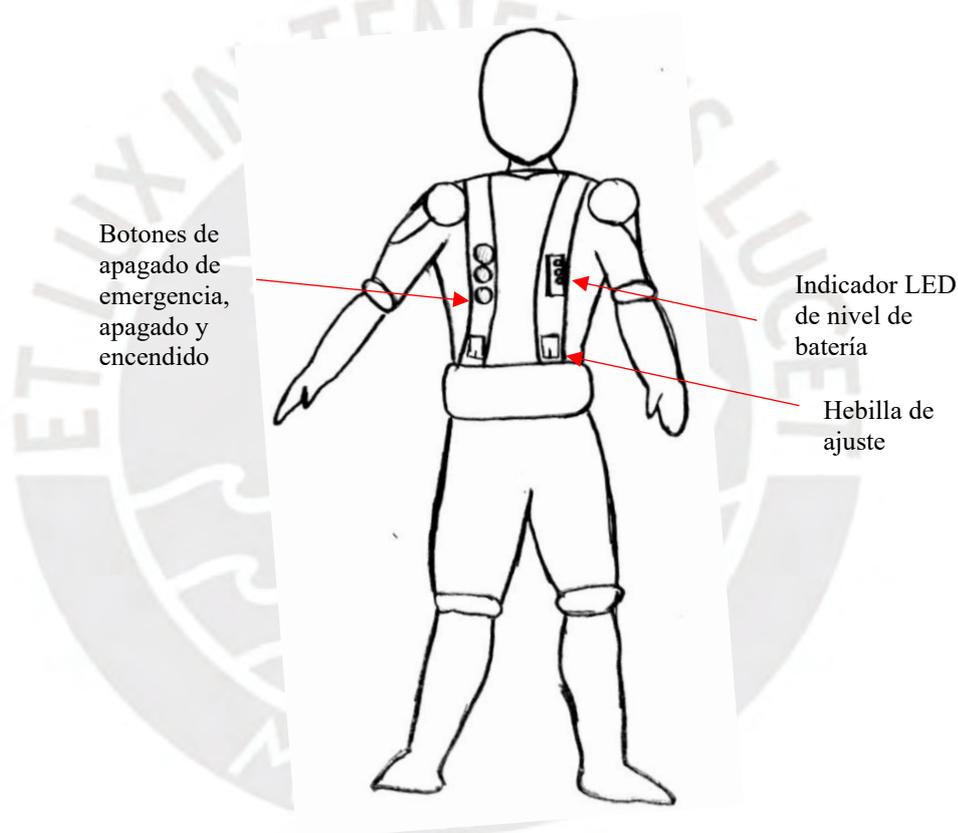


Figura 2.3 Vista frontal de dispositivo

Así mismo, se muestra con mayor detalle, en la Figura 2.13, la ubicación de las uniones de las aleaciones de memoria de forma (AMF) a la faja que soporta al sistema. Se contará con tres segmentos diferentes donde el más largo de ellos se ubicará simétricamente alineado con la columna del usuario controlando la asistencia al movimiento hacia adelante y detrás del usuario a través de la variación de la rigidez del elemento. De manera similar se ubican dos segmentos de AMF más pequeños anexados al polímero principal a los costados, con el fin de asistir a los movimientos laterales del usuario. Anexados a cada

uno de ellos irán módulos de flexión resistivos para mediciones de desplazamiento, necesarias para el control del sistema. Adicionalmente se indica con líneas punteadas la ubicación del módulo de control que contendrá la parte principal de los circuitos de la solución: microcontrolador, elementos otorgadores de voltaje y circuitos internos. La distribución general del módulo de control se detalla en la Figura 2.14, donde se incluye el microcontrolador, los módulos emisores de voltaje y corriente y un recuadro que representa la ubicación de la circuitería complementaria del sistema.

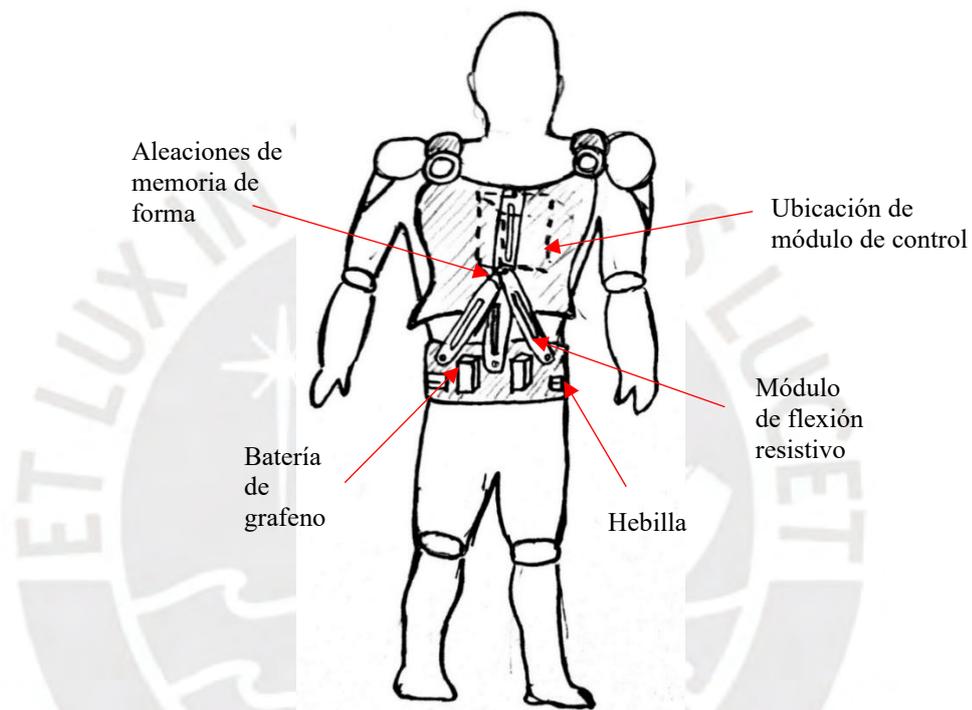


Figura 2.4 Vista posterior de dispositivo. Ubicación simétrica de baterías de grafeno y hebillas. La ubicación del módulo de control se indica en líneas punteadas

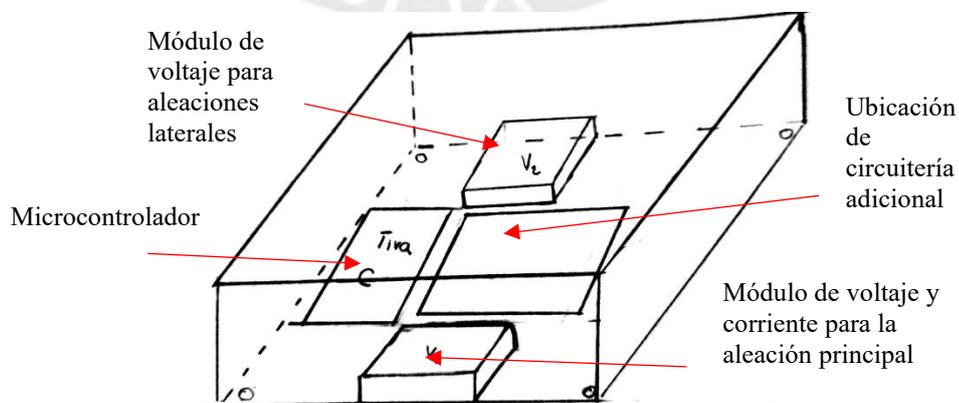


Figura 2.5 Distribución interna de módulo de control

La Figura 2.15 muestra una abstracción de la arquitectura de hardware preliminar, distinguiendo dos redes de alimentación para alimentación de actuadores y una línea de control, además de plantear el uso de un módulo bluetooth como interfaz de interacción con una *Tablet*. Esta mostrará información relevante al usuario y permitirá el ingreso de parámetros necesarios para la asistencia de movimiento lumbar.

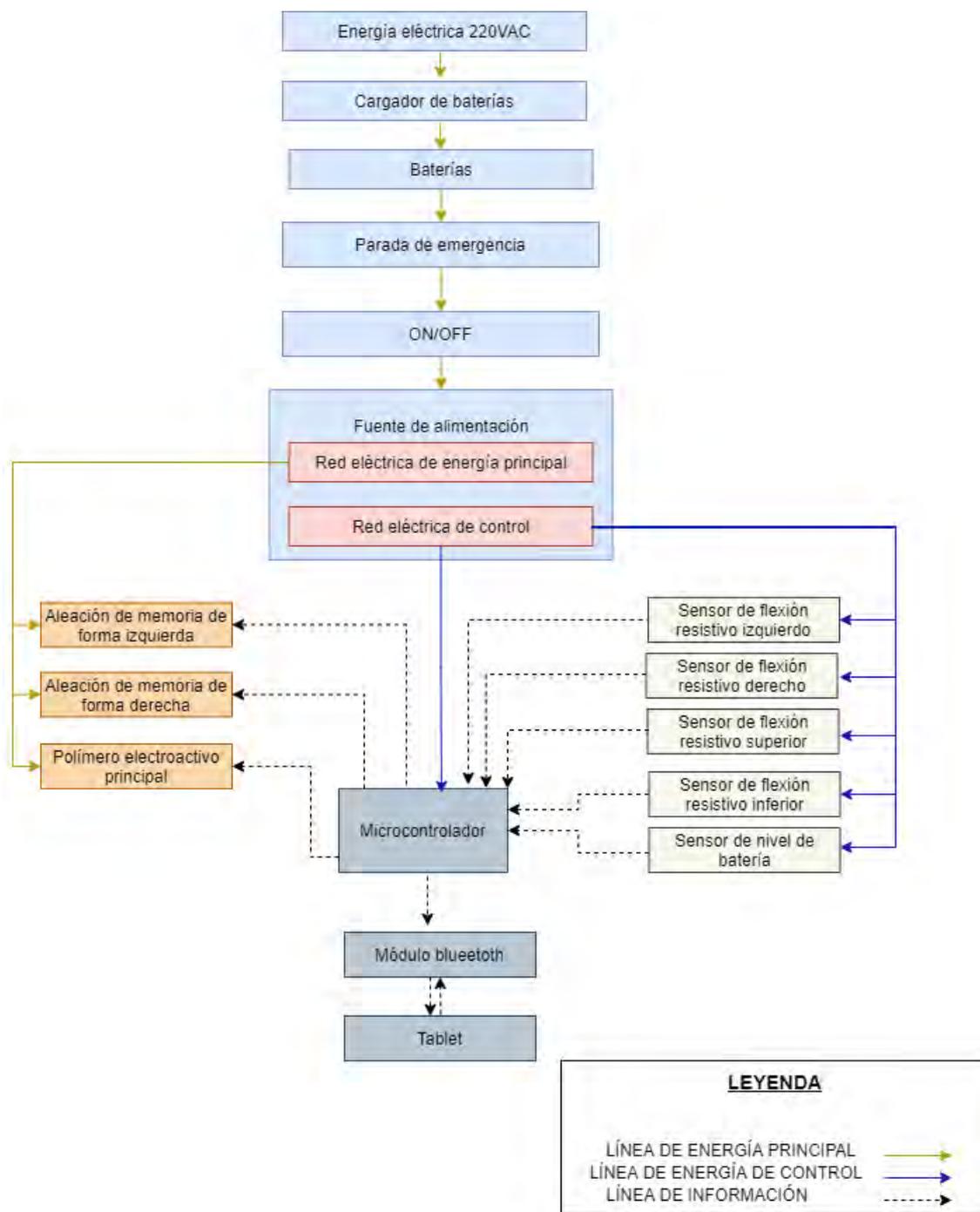


Figura 2.6 Arquitectura de hardware preliminar

Finalmente, la lógica de programación del sistema es planteada de manera preliminar en la Figura 2.16. Consiste principalmente en registrar constantemente la llegada de una señal de parada de emergencia, de no ser el caso se procede a verificar si el nivel de batería es adecuado para el funcionamiento del dispositivo; de lo contrario enciende el indicador LED del nivel de batería para notificar que es necesaria la carga. Luego de ello se realiza la conexión Bluetooth con la *Tablet*, en la cual el usuario ingresará los parámetros necesarios para el control y con ellos se genera la asistencia en movimiento lumbar.

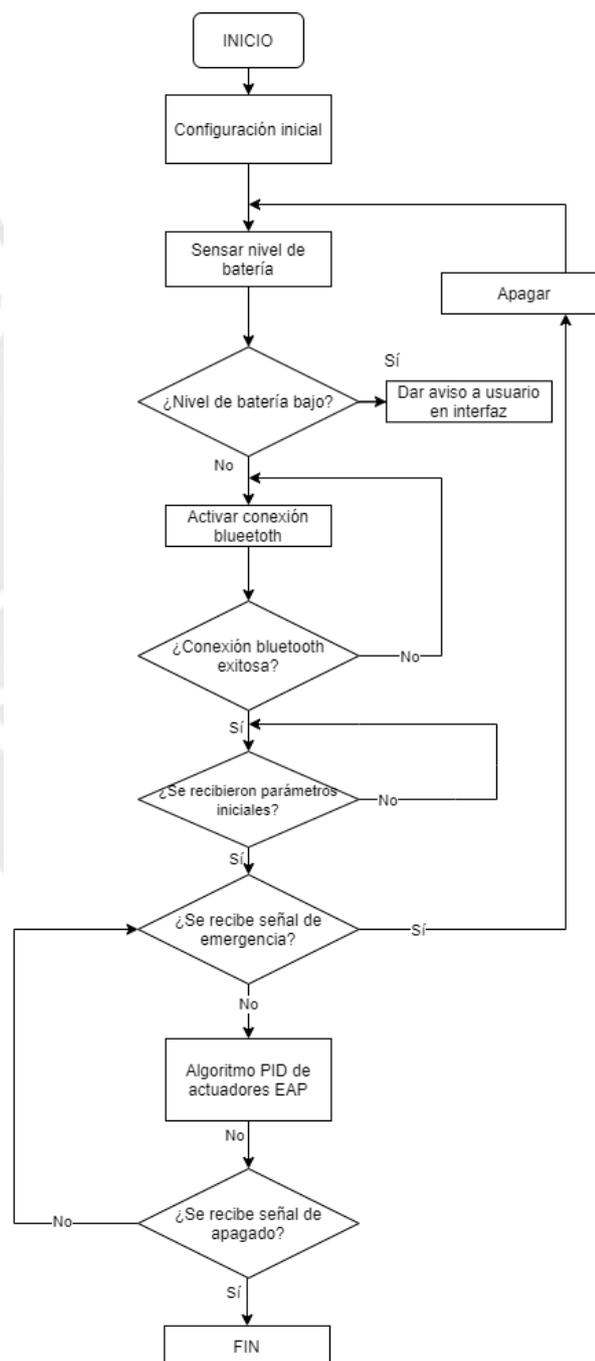


Figura 2.7 Diagrama de flujo global de sistema

CAPÍTULO 3 DISEÑO MECÁNICO DEL DISPOSITIVO

En este capítulo se presenta el procedimiento realizado para el diseño del sistema. En primer lugar, se presentan un diagrama de procesos y consideraciones preliminares para el dimensionamiento. Posteriormente se muestran los cálculos preliminares de cargas para los componentes críticos del diseño del dispositivo.

3.1 Diagrama de operaciones de dispositivo

Las funciones necesarias para la utilización del dispositivo en la rehabilitación lumbar del usuario se detallan en la Figura 3.1.

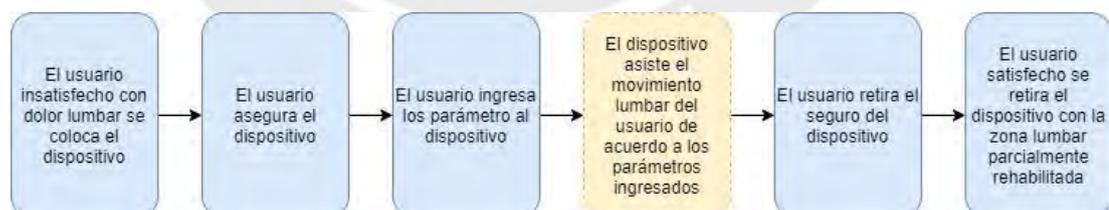


Figura 3.1 Diagrama de procesos de sistema

En cuanto a la solución, se resalta la autonomía del usuario, pues debido a que el sistema es portable y no es necesaria asistencia para colocárselo, el usuario puede contar con la asistencia al movimiento lumbar que provee de manera independiente. A su vez, debido a que se tiene como entrada los parámetros para la variación de rigidez en la asistencia de

movimiento del usuario, estos podrían ser regulados a través de futuros programas de rehabilitación médica; lo que muestra la versatilidad de la solución propuesta.

3.2 Consideraciones preliminares para el dimensionamiento del dispositivo

A continuación, se presentan aquellos aspectos y criterios que permitirán un adecuado dimensionamiento inicial de las diferentes partes del sistema.

3.2.1 Principio de asistencia: inestabilidad espinal

Se considera el concepto de inestabilidad espinal, definido como la pérdida de la capacidad de la columna vertebral para mantener sus patrones de desplazamiento bajo cargas fisiológicas [Panjabi, 2003]. La hipótesis propone que la disminución del rango de movimiento ocasionada por un elemento fijador externo conduciría a disminuir el dolor lumbar. La idea principal de esta propuesta es entender la movilidad de las uniones intervertebrales de la columna con dos parámetros: rango de movimiento (ROM en inglés) y zona neutra de movimiento (NZ en inglés), la cual es la parte del ROM que ofrece mínima resistencia al movimiento intervertebral, como se presenta en la Figura 3.2. La tarea del dispositivo fijador es delimitar la zona neutra a una región en la cual no se sienta dolor, activando con mayor frecuencia los músculos de la columna, y logrando mayor rigidez adaptativa de la columna vertebral con el paso del tiempo [Panjabi, 2003].

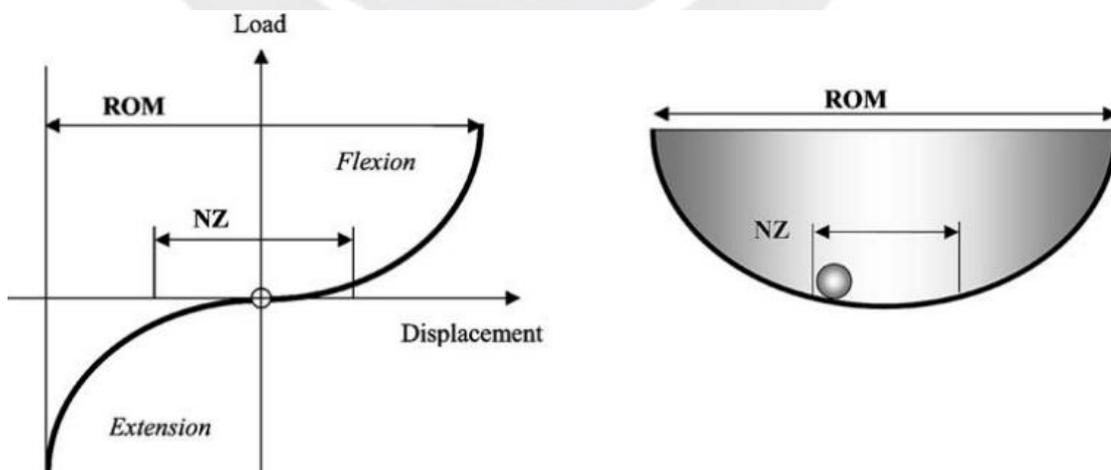


Figura 3.2 Curva de carga – desplazamiento. Izquierda: cargas de flexión y extensión en uniones intervertebrales. Derecha: gráfico análogo de la curva de desplazamiento [Panjabi, 2003]

Esta hipótesis se ha ido corroborando con el paso de los años y se desarrollaron diversas técnicas de estabilidad en su mayoría quirúrgicas, como las técnicas de fusión, técnicas de ahorro de movimiento y estabilización dinámica [Lau, 2007]. Sin embargo, también es posible brindar este tipo de soporte a la columna de manera externa. Una manera es seguir la estrategia “empujar-tirar” propuesta por Zhang, la cual consiste en asistir a la zona lumbar con un dispositivo externo que compense la fuerza de tracción y compresión en la columna cuando esta se flexiona y que, además, ejerza una fuerza cortante sobre la superficie de la columna para asegurar la estabilidad durante el movimiento. Aunque las cargas en la columna fueron reducidas hasta en un 54%, el prototipo mostró como efecto adverso el incremento de cargas en las uniones entre vértebras. El modelo que se usó para implementar esta técnica se muestra en la Figura 3.3 [Zhang, 2014].

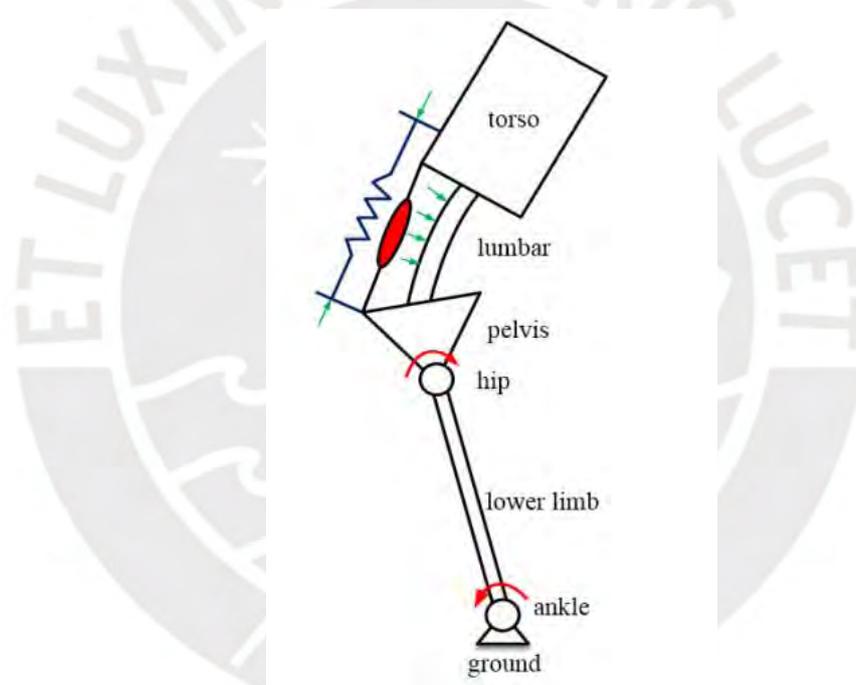


Figura 3.3 Modelo físico de la estrategia de asistencia externa "empujar-tirar" [Zhang, 2014]

Un principio de asistencia similar se utilizó en el desarrollo de un exoesqueleto pasivo de asistencia lumbar [Koopman,2020]. Este utiliza un elástico espinal a base de carbono que compensa la fuerza de tracción en la columna, logrando reducciones entre el 13% - 21% de la carga lumbar. En este sistema la fuerza de asistencia se regula variando las precargas en las bandas elásticas de carbono. El dispositivo se visualiza en la Figura 3.4



Figura 3.4 Prototipo de exoesqueleto [Koopman,2020]

También se ha demostrado que el ejercicio de la parte lumbar contribuye a aliviar el dolor en pacientes con lumbalgia ya que estimula la activación de los músculos posteriores del abdomen, logrando mayor estabilidad de la región pélvica – lumbar [Richardson,2002].

En este trabajo, la asistencia del dispositivo consistirá en incrementar la estabilidad de la zona lumbar delimitando en un 25% la zona de movimiento inicial actuando como un dispositivo fijador [Panjabi,2003], además de aliviar la carga sobre la columna del usuario con asistencia lumbar pasiva [Koopman,2020]. Se descarta la utilización de la estrategia “empujar-tirar” debido a que, a pesar de que se logra una mejor estabilidad en la columna, el incremento de las reacciones en las uniones vertebrales podría llegar a ser perjudicial en un tratamiento de lumbalgia.

3.2.2 Antropometría

Debido a que el dispositivo es para uso humano, es necesario contar con dimensiones promedio del usuario además de las restricciones geométricas realizadas en la sección 2.1 “Requerimientos del sistema”. Para ello, se retomaron los resultados de una investigación de la Universidad de Lima en cuanto al desarrollo de un método para determinar medidas antropométricas en el tallaje de la población peruana [Larios, 2018]. Las medidas se muestran en la Tabla 3.1, y serán tomadas como referencia para futuras dimensiones planteadas, sin embargo, es posible realizar ajustes en estas consideraciones si es que la

población objetivo de aplicación del presente dispositivo difiere sustancialmente de las medidas propuestas.

En el mismo estudio, en cuanto a la metodología de la medición antropométrica, se tomaron como referencia los estándares para medidas corporales de la norma internacional ASTM D5219 (American Society for Testing Materials), las normas andinas NA 0026, NA 0027 y NA 0028 y métodos de medición de expertos en moldaje y construcción de prendas del sector textil de confecciones en el Perú. La muestra de medición fue de 100 personas: 56 hombres y 44 mujeres. El estudio definió este tamaño de muestra preliminar a un 95 % del nivel de confianza y 5,8 % de error. En la Tabla 3.1 se muestran los resultados de esta investigación.

Tabla 3.1 Medidas antropométricas promedio [Larios, 2018]

Sujetos Medida (cm)	Mujeres		Varones	
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar
Altura	155.325	5.911	166.556	6.424
Circunferencia de la cabeza	55.220	1.907	56.104	1.954
Circunferencia del cuello	32.698	2.778	39.467	3.121
Ancho del hombro posterior horizontal	36.590	1.844	42.157	2.158
Inclinación del hombro	18.675	3.174	17.722	3.921
Longitud del hombro	13.613	1.487	16.222	1.519
Ancho del pecho frontal	50.250	4.970	52.769	3.911
Circunferencia del busto/pecho	93.100	8.745	100.585	8.306
Ancho de la espalda	29.225	2.437	33.185	2.634
Circunferencia de la sisa	35.050	4.035	39.778	4.652
Longitud del brazo	55.488	3.056	58.713	3.049
Longitud de busto a busto	18.313	2.314	-	-
Circunferencia vertical del tronco	150.765	6.116	170.113	7.043
Longitud de la entrepierna completa	72.125	4.275	86.426	6.596
Circunferencia sobre el brazo	26.273	2.463	29.396	3.155
Circunferencia de la cintura	79.380	10.874	93.333	10.773
Altura de la cintura	99.938	5.662	106.620	5.999
Circunferencia de la cadera alta	93.638	9.448	97.583	8.063
Circunferencia de la cadera	96.333	6.532	100.570	6.881
Circunferencia de la muñeca	15.350	1.222	17.154	1.029
Altura de la entrepierna	67.675	5.298	71.759	5.757
Circunferencia del muslo	53.168	3.366	53.381	4.433
Circunferencia del muslo medio	47.080	3.396	47.176	4.616
Circunferencia de la rodilla	36.265	2.300	37.639	3.388
Circunferencia de la pantorrilla	33.613	2.327	35.820	3.096
Circunferencia del tobillo	23.453	1.974	25.156	2.036
Ancho del pie	8.728	0.580	9.985	0.848
Longitud del pie	22.800	1.410	25.272	1.189
Peso (kg)	58.605	8.865	75.533	12.164

3.2.3 Justificación de simplificación de cargas verticales

Se consideran los datos de una investigación sobre la influencia de las precargas y cargas de flexión y extensión en la zona lumbar de la columna [Patwardhan, 2003]. Parte de los resultados incluyen pruebas experimentales que mostraron que la distribución de las cargas puede modelarse como una serie de discos homogéneos como se muestra en la Figura 3.5. En los ensayos realizados, asumiendo a las cargas de compresión como cargas ideales en vertical, se descubrió también que cargas entre 0-1200N aplicados a L1, siendo la fuerza representada por el vector de carga (P), eran perpendiculares al plano medio de cada vértebra, siendo (S) y (R) reacciones internas adicionales [Patwardhan, 2003].

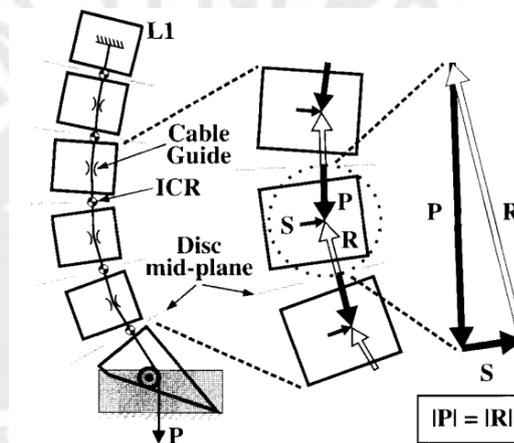


Figura 3.5 Esquemático y diagrama de cuerpo libre de zona lumbar [Patwardhan, 2003]

Para el presente documento se considera el plano medio de cada vértebra como plano de aplicación de las fuerzas de flexión y compresión debido a las cargas verticales. Además, debido a que las magnitudes de las reacciones (S) y (R) son muy pequeñas en comparación con (P), se considerarán como despreciables, teniendo de este modo una carga única de flexión-compresión en el sistema, la cual se asume como carga ideal en el plano vertical.

3.2.4 Modelo de zona lumbar a utilizar

Debido al alcance del presente documento, basta con modelar la zona lumbar que comprende las vértebras L1-L5. En esto se considera una investigación sobre la evaluación biomecánica de un modelo sintético de la zona lumbar [Diangelo, 2019]. En la Figura 3.6 se muestra la distribución de vértebras utilizadas, las cuales serán tomadas en cuenta para una aproximación de la ubicación de los planos medios de cada vértebra, las cuales serán

consideradas como puntos de unión de un modelo simplificado que se presentará más adelante.

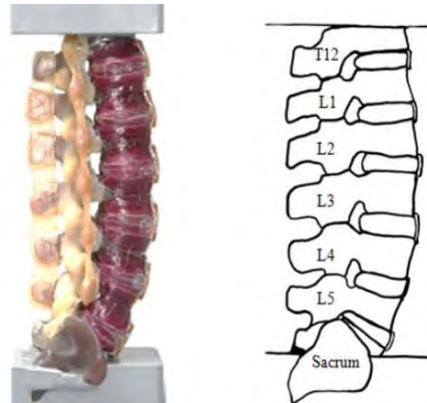


Figura 3.6 Izquierda: Modelo sintético de columna lumbar; Derecha: Representación esquemática del modelo de columna lumbar [Diangelo, 2019]

Se considerará además que el plano medio es el que contiene el centro de masa de cada vértebra. De este modo, considerando los resultados presentados en una investigación el desarrollo de un modelo biomecánico de la columna para el análisis dinámico [Tribuzi, 2011], es posible aproximar los puntos de unión a utilizar. Los resultados de la tesis mencionada se muestran en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Medidas antropométricas promedio [Tribuzi, 2011]

Cuerpo	x(mm)	y(mm)	ϕ [rad]	Masa [kg]
L1	-1.55	174.13	0.2217	1.486
L2	7.45	141.73	0.2618	1.572
L3	18.25	108.43	0.2374	1.632
L4	25.05	72.63	0.1222	1.664
L5	23.05	39.53	-0.1257	1.406
S1	0	0	-0.3700	4.918

3.2.5 Reacciones internas

Se consideran los datos de un estudio de análisis de fuerzas de la columna lumbar utilizando un modelo cinemático [Patel, 2011], en el cual evaluaron las fuerzas internas máximas de compresión experimentadas por las vértebras lumbares con una carga adicional de 195 N en tres posiciones diferentes: totalmente de pie, con la carga cerca del pecho y con la carga alejada del pecho. Los resultados de los ensayos se muestran en la Figura 3.7 y Tabla 3.3.

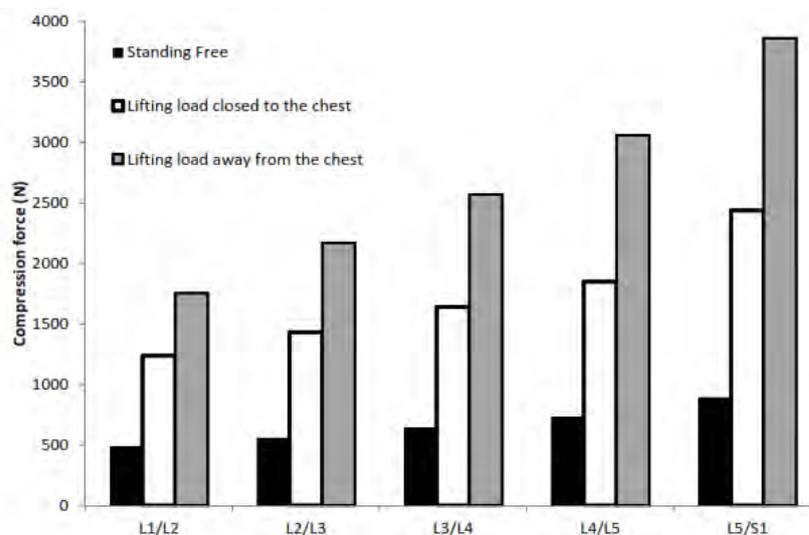


Figura 3.7 Fuerzas de compresión lumbar en las tres condiciones del ensayo [Patel, 2011]

Tabla 3.3 Fuerza de compresión máxima para los diferentes casos [Patel, 2011]

Fuerzas de compresión/presión en vértebras lumbares	Totalmente de pie		Carga de 195N cerca al pecho		Carga de 195N alejada del pecho	
	(N)	(MPa)	(N)	(MPa)	(N)	(MPa)
L1/L2	490	0.28	1238	0.71	1755	1.00
L2/L3	559	0.28	1432	0.73	2170	1.10
L3/L4	464	0.35	1641	0.90	2570	1.40
L4/L5	735	0.41	1850	1.03	3059	1.71
L5/S1	893	0.49	2438	1.35	3860	2.14

3.2.6 Simplificaciones de cargas en zona lumbar

a. Cargas de flexión y extensión: Se toma en cuenta los resultados cuantitativos de una evaluación biomecánica de un modelo sintético de la zona lumbar presentados en el apartado 3.2.4. Se considerarán las reacciones entre vértebras como reacciones internas de la zona lumbar y sólo se tomarán en cuenta las reacciones que comprenden los extremos de L1 y L5 en la posición de pie del usuario de los ensayos considerando únicamente el peso corporal del individuo [Patel, 2011]; las cuales se muestran en la Figura 3.8. Para el diseño, se han simplificado las cargas empleando un promedio entre la carga máxima (893 N) y mínima (490 N) de la Tabla 3.2, y se asume a la zona lumbar como un cuerpo rígido con el fin de encontrar una carga promedio a utilizar (Ecuación 3.1). Debido a que son cargas menores a 1200 N se las puede considerar como fuerzas verticales [Patwardhan, 2003]. Estas simplificaciones pueden ser modificadas para encontrar resultados más específicos

en futuras revisiones, sin embargo, se procedió como se ha descrito considerando los fines del presente trabajo.

$$Carga\ promedio = \frac{carga_{max} + carga_{min}}{2} = 691.5\ N \quad (3.1)$$

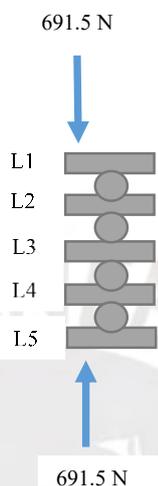


Figura 3.8 Simplificación de cargas en zona lumbar

Entonces, considerando la carga máxima de 490 N, y la mínima de 893 N, se obtiene una carga promedio de 691.5 N. La cual se usará según se muestra en la Figura 3.8

b. Cargas ocasionadas por el momento del usuario: Dado que el dispositivo contempla un rango de movimiento de giro se tiene también un momento que puede ser representado como una carga aplicada perpendicularmente al eje lumbar. Basándonos en un estudio experimental anterior [Kingma, 2001] definimos dicha fuerza en 169.34 N, siendo esta ocasionada por el usuario cuando ejerce el giro.

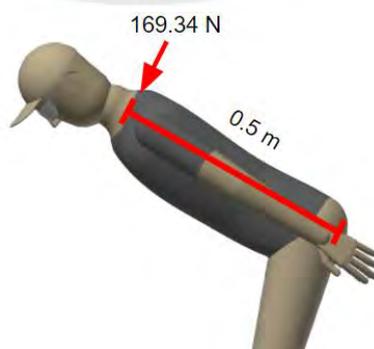


Figura 3.9 Simplificación de cargas en zona lumbar

3.3 Cálculos preliminares de carga del dispositivo

A continuación, se presentan los cálculos mecánicos considerados necesarios para el diseño del presente dispositivo.

3.3.1 Cálculo de resistencia de actuadores

a. Cálculo de fuerza de asistencia máxima de AMF's de flexinol: Debido a que las aleaciones de memoria de forma tienen poca presencia comercial en el Perú, se inició una investigación sobre una posible fabricación de actuadores similares a partir del proceso de impresión 3D usando, como material base, un polímero piezoeléctrico propuesto en una investigación reciente [Plihon, 2014] considerando los resultados de una investigación francesa del material terpolímero P(VDF- TrFE - CFE) [Bauer, 2010] el cual se propuso como material base para la impresión de los actuadores; sin embargo este polímero electroactivo (EAP) fue descartado por necesitar corrientes muy altas para su funcionamiento. Luego, el tipo de aleación de memoria de forma (en adelante AMF) propuesto es el Flexinol, una aleación de níquel y titanio que sufre deformaciones longitudinales ante la variación de su temperatura a través de estimulación por corriente eléctrica. [Bar-Cohen, 2004]. Se consideran también las propiedades mecánicas del Flexinol de acuerdo a un fabricante americano²¹, tomando el esfuerzo recomendado por el fabricante para diseños de 70 MPa. Con ello se procede a hacer el cálculo por resistencia considerando al perfil como una sección circular de 5.1 mm de diámetro²², con lo cual se halla la fuerza máxima a la que puede ser sometido el material usando la Ecuación 3.2.

$$\frac{\sigma_{max}}{F.S.} = \frac{F_{max}}{\frac{\pi}{4} \cdot d^2} \quad (3.2)$$

Dónde, σ_{max} es el esfuerzo normal máximo [MPa], F.S. el factor de seguridad propuesto, F_{max} corresponde a la fuerza máxima en la sección [N] y d al diámetro de sección transversal [mm]. Con los valores mostrados en la Tabla 3.4 se verifica que el material podría soportar cargas axiales por encima de los 450 N.

²¹ Fuente: https://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php Fecha de acceso: 14-09-20

²² Considerando unos de los diámetros comerciales del fabricante

Tabla 3.4 Fuerza máxima de asistencia

σ_{max}	70 MPa
F_{max}	476.66 N
F. S.	3
d	5.1 mm

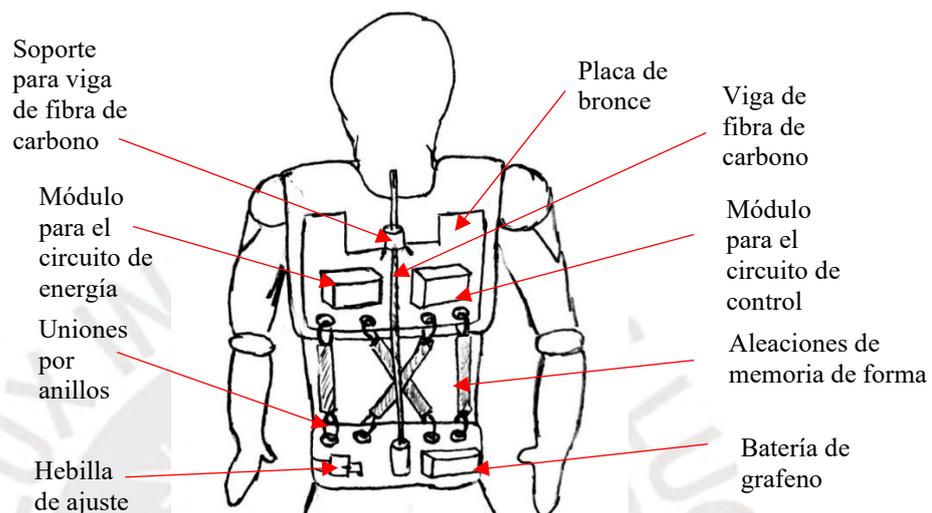


Figura 3.10 Detalles de implementación de actuadores

El dispositivo comprende una distribución de cuatro AMF de Flexinol acoplados que trabajarán siempre a tensión, como puede apreciarse en la Figura 3.10. Esto basado en una distribución de un prototipo de un exoesqueleto pasivo que disminuye la compresión entre las vértebras aliviando la carga en la zona lumbar [Abdoli-Eramaki, 2007]. Cada uno de los AMF con el diámetro elegido puede brindar una fuerza axial hasta de 3,56 kg en compresión²³. Considerando este dato, se plantea un diagrama de cuerpo libre para definir la fuerza máxima de asistencia de los AMF en el plano frontal. Para la simplificación del esquema se asume la fuerza de gravedad como 10 m/s^2 y, debido a que la densidad de los actuadores de $6,45 \text{ g/cm}^3$ es muy baja²⁴, se desprecia el peso de los mismos. La inclinación de los actuadores en diagonal se define en 45° y la longitud de cada actuador es definida como 25 cm, con el fin de considerar resultados experimentales anteriores [Corman, 2016] para fines de diseño. El análisis de cargas se muestra en la Figura 3.11. Con el arreglo propuesto se obtiene una asistencia máxima en el eje vertical de 121,54 N (aliviando hasta en un 18% a la carga promedio) y en el eje horizontal de 25,17 N en el plano frontal en el estado de reposo.

²³ Fuente: https://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php Fecha de acceso: 14-09-20

²⁴ Fuente: https://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php Fecha de acceso: 14-09-20

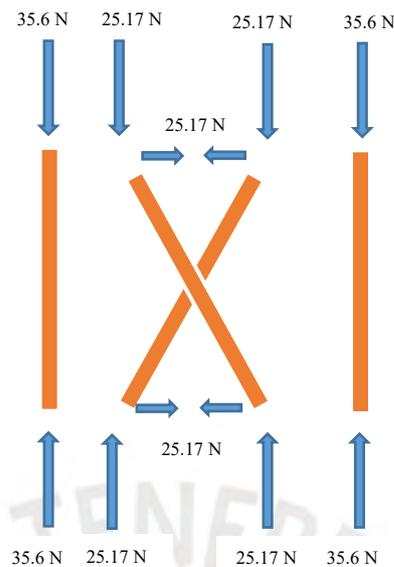


Figura 3.11 Fuerza máxima de asistencia de AMF de *flexinol*

Este dato será tomado en cuenta para la propuesta del algoritmo de control necesario. Además, considerando que el Flexinol es un material que durante la compresión que realiza eleva su temperatura y que el tiempo de relajación es más lento que el de activación [Corman, 2016], se propone incluir un sistema de ventilación para los actuadores.

b. Cálculo de longitud mínima de viga de carbono: Además de los AMF de flexinol se añadirá una viga de fibra de carbono (Figura 3.9) para brindar soporte estructural y reforzar la fuerza de asistencia en la zona lumbar. De este modo se obtiene asistencia pasiva y flexible por parte de la viga de carbono [Koopman, 2020] y de los AMF de *Flexinol*, siendo estos últimos sometidos a señales eléctricas para variar sus propiedades como actuadores en el diseño propuesto.

Se muestra el DCL de la barra de carbono en la Figura 3.12 para el análisis correspondiente. En este caso, debido a su configuración en el diseño, se modela como una viga empotrada en voladizo siendo el eje axial de la viga considerado como eje horizontal siguiendo una investigación relacionada [Beléndez, 2002]. La viga de largo L sufre una fuerza F aproximada de 169.34 N perpendicular a la barra obtenida de resultados experimentales [Kingma, 2001] y su peso w . La longitud de arco a lo largo de la viga flexionada se representa por s . Además, δ_x y δ_y son los desplazamientos horizontal y

vertical del extremo libre respectivamente y φ_0 el mayor ángulo de inclinación de la viga que corresponde al extremo libre.

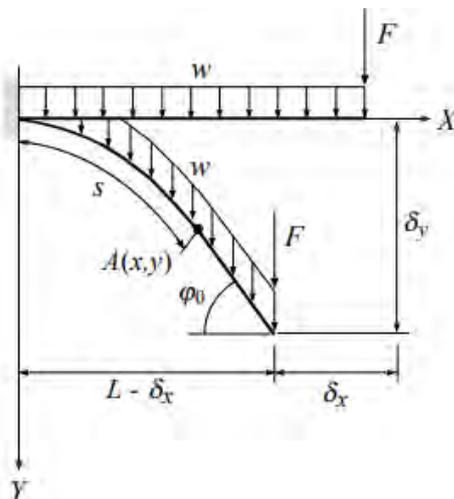


Figura 3.12 Modelado de barra de fibra de carbono como viga en voladizo [Beléndez, 2002]

De la figura se obtiene el momento flector:

$$M(s) = \int_s^L w[x(u) - x(s)]du + F(L - \delta_x - x) \quad (3.3)$$

Derivando la Ecuación 3.3 respecto a la variable s y teniendo en cuenta la relación $\cos\varphi = \frac{dx}{ds}$, se obtiene la Ecuación 3.4:

$$\frac{dM}{ds} = -w(L - s)\cos\varphi - F\cos\varphi \quad (3.4)$$

La Ecuación 3.4, que corresponde a una ecuación no lineal en coordenadas angulares, se reemplaza en la relación de momento-curvatura de Euler-Bernoulli ($\frac{dk}{ds} = \frac{1}{EI} \frac{dM}{ds}$) donde la curvatura $k = \frac{d\varphi}{ds}$. De esta manera se obtiene la Ecuación 3.5.

$$\frac{d^2\varphi(s)}{ds^2} = -\frac{1}{EI} [w(L - s) + F]\cos\varphi(s) \quad (3.5)$$

Debido a que φ_0 es aproximadamente 65° , se recurrió a una metodología que resuelve numéricamente la ecuación diferencial no lineal de segundo orden (Ecuación 3.5) a través de un algoritmo iterativo basado en el método de Runge-Kutta-Fehlberg [Beléndez, 2002].

Según el método propuesto, se introduce un parámetro adimensional $k = \frac{FL^2}{EI}$ para fines

de cálculo, y para confirmar la validez de los resultados del método aplicado, los que se comparan con los resultados obtenidos con el método de la integral elíptica. Para esta tesis se considera la Tabla de resultados obtenidos por el método de Runge-Kutta-Fehlberg [Beléndez, 2002], en la que se ha realizado una interpolación para obtener el valor de k correspondiente al ángulo de 65° (1.13446 rad). En este caso se obtiene $k=2.04$.

Tabla 3.5 Valores de k para viga en voladizo [Beléndez, 2002]

k	$\varphi_0(rad)$
2.00	1.12124
2.04	1.13446
2.40	1.26911

Entonces, siendo la fuerza $F = 169.34N$, el momento de inercia $I=201.062 mm^4$ considerando un radio de sección de 4 mm, y un módulo de Young (E) de $4900 MPa^{25}$ se obtiene la longitud mínima $L= 108.94 mm$. Es decir que con una longitud de 108.94 mm se cubre el rango de movimiento propuesto para el dispositivo. Basado en ello, se dimensiona con una longitud de 440 mm de longitud para los tubos de fibra de carbono debido al espacio disponible de.

Respecto a la asistencia de la viga, se consideran los resultados experimentales del prototipo de exoesqueleto presentado en la sección 3.2.5 [Koopman,2020], donde se evidencia que la asistencia de la viga de carbono es de hasta 12 Nm en el plano sagital. La Figura 3.13 muestra la tendencia del incremento del torque de acuerdo a los experimentos realizados.

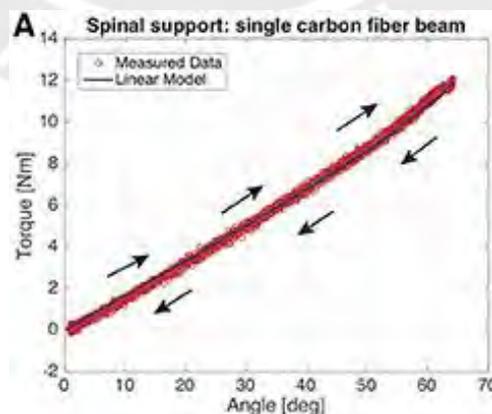


Figura 3.13 Resultados de asistencia de viga de fibra de carbono [Koopman,2020]

²⁵ Valor comercial de fibras de carbono Torayca T700 o Tairafil TC35. Fuente: <http://bit.ly/3sboqbl> Fecha de acceso: 08-08-20

Con lo expuesto, el presente diseño presenta dos tipos de asistencias: en el plano frontal ejerce fuerzas de hasta 121,54 N en el eje vertical y en el eje horizontal de 25,17 N. Además de 12N.m en el plano sagital que compensa el esfuerzo de inclinación del usuario.

3.3.2 Consideraciones eléctricas de las aleaciones con memoria de forma (AMF)

Respecto al funcionamiento del diseño propuesto, se separarán el circuito de control del circuito de potencia en dos módulos. El cálculo y selección de los componentes necesarios para los actuadores del dispositivo se realizará en el siguiente capítulo. A continuación, se muestra la selección de la parte mecánica de los actuadores.

3.4. Selección de actuadores mecánicos

A continuación, se presentará los componentes propuestos para el presente diseño junto con sus características principales.

3.4.1 Aleaciones con memoria de forma (AMF)

El actuador propuesto fue el *Flexinol*, una aleación entre níquel y titanio la cual al aumentar su temperatura a través de una corriente eléctrica se ocasiona una deformación longitudinal. Debido a la necesidad de obtener una mayor fuerza de actuación se seleccionó el AMF que ejerza más fuerza de actuación. En la Tabla 3.6 se presentan las propiedades del Flexinol en sus tres presentaciones de mayor diámetro de sección, seleccionando la opción de mayor diámetro. Se escogió el tipo de Flexinol HT Wire debido a que proporciona un menor tiempo de recuperación de forma²⁶. La estimación de voltaje fue obtenida de resultados de investigaciones anteriores [Corman, 2016].

Tabla 3.6 Longitud mínima necesaria para las barras de polímeros hechas de Flexinol²⁷

Diámetro (mm)	Resistencia (ohm/m)	Fuerza de actuación (g)	Voltaje @25cm	Corriente para 1s de contracción (mA)	Tiempo de enfriado 70°C LT Wire (s)	Tiempo de enfriado 90°C HT Wire (s)
0.31	12.2	1280	4.6	1500	8.1	6.8
0.38	8.3	2250	4.7	2250	10.5	8.8
0.51	4.3	3560	4.3	4000	16.8	14.0

²⁶ Fuente: https://www.dynalloy.com/pdfs/TCF1140_2.pdf Fecha de acceso: 14-09-20

²⁷ Fuente: https://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php Fecha de acceso: 18-09-20

3.4.2 Viga de fibra de carbono

Se investigaron los modelos más comerciales en fibras de carbono en la red. Debido a que la viga de carbono otorgará un torque en el plano sagital al usuario se definió de manera inicial un requisito mínimo de contar con un módulo de Young de al menos 4000 MPa. Como puede apreciarse en la Tabla 3.7, el modelo elegido es el XR-05 del Fabricante XR. Los valores numéricos de sus propiedades mecánicas fueron utilizados en el desarrollo de la sección 3.3.1.

Tabla 3.7 Tabla de comparación de vigas redondas sólidas de fibra de carbono

Modelo	Requisitos	XR-05 	- 	ALT-Tube-16-M-L 
Fabricante	-	XR	anjie	Alston
Longitud mínima de compra	440mm	1 m	100 m	1 m
Módulo de Young	4000 MPa >	4900 MPa	1200 MPa	3000 MPa
Disponibilidad	-	Importado	Importado	Importado
Precio*	-	S/. 14.13/m	S/. 123.43	S/.79.66
(*) Los costos son montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet				

3.5 Modelamiento de dispositivo

A continuación, se presenta el modelado en sólido del dispositivo considerando los actuadores seleccionados previamente.

3.5.1 Modelado de sólido en 3D

La Figura 3.14 muestra una representación en sólido 3D de la barra de fibra de carbono seleccionada en el capítulo anterior. Cuenta con un diámetro de 5.1mm y 440 mm de largo.

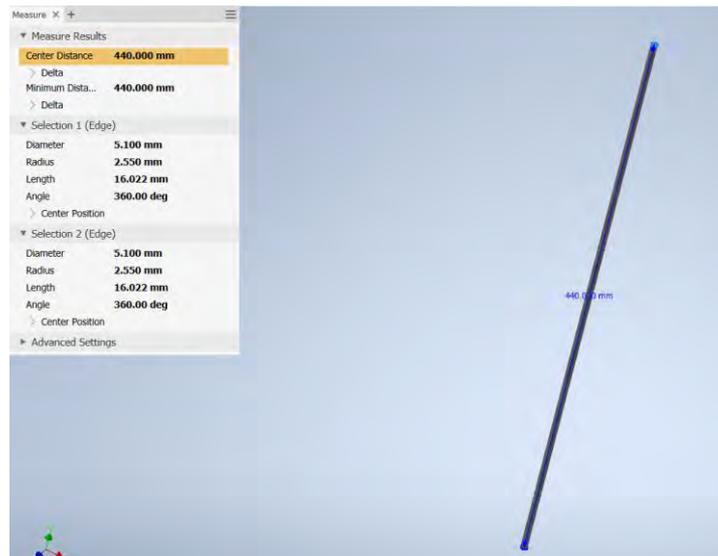


Figura 3.14 Barra de fibra de carbono seleccionada

El soporte de la barra será impreso en 3D con material ABS y fijado con juego a la barra con tornillos ISO 7045 de 5 mm. El acople se muestra en la Figura 3.15.



Figura 3.15 Barra de fibra de carbono con acoples de ABS

De modo similar, en la Figura 3.16 se presenta un modelo en sólido 3D de los AMF de *Flexinol* seleccionados. Estos tienen un diámetro de 5.1 mm y un largo de 250 mm para los actuadores verticales y 254 mm para los actuadores diagonales.



Figura 3.16 Actuator de *flexinol*

La estrategia utilizada para trabajar con las AMF es el *crimping* [Dutta, 2003], fijando 2 cm de *flexinol* a cada extremo con aseguradores de cobre de 16 mm. Además, se acoplarán las AMF a través de pernos ISO 7045 H M6, con profundidad de 8 y 10 mm, a dos placas de ABS que servirán de soporte, como material aislante y de ayuda para el alivio de cargas lumbares [Inose, 2017]; ambas se visualizan en la Figura 3.17. También, las conexiones eléctricas se darán directamente a los pernos de cada actuator. El arreglo del acople de AMF muestra también un desnivel entre los polímeros colocados en forma diagonal, esto es para poder evitar que se obstaculicen el uno al otro.

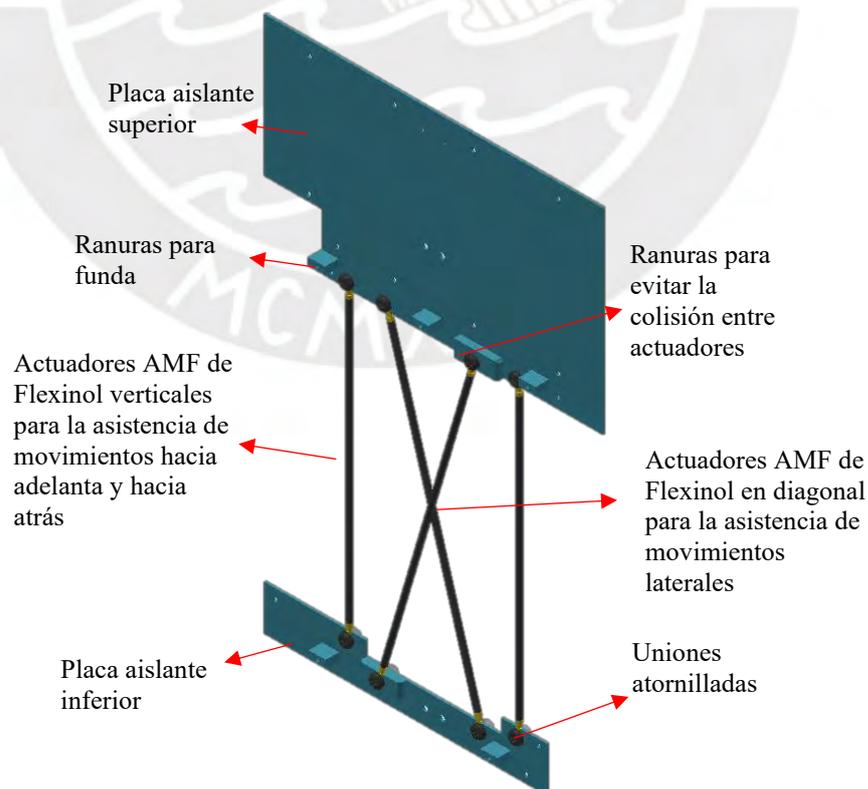


Figura 3.17 Arreglo de actuadores de *Flexinol*

3.5.2 Simulación de esfuerzos

Se realizaron dos simulaciones: las barras de *Flexinol* fueron sometidas a una carga máxima de 35.6 N justificada en la sección 3.3.1; y el arreglo de actuadores fue sometido a una fuerza resultante a partir del torque que genera la persona al moverse hacia adelante y hacia atrás. Ambas simulaciones se realizaron en el software Inventor 2020 a través del método de elementos finitos. Las simulaciones a resistencia de las AMF fueron llevadas a cabo con una carga de tracción de 35.6 N. Se consideraron datos comerciales de Nitinol²⁸ y entidades dedicadas al estudio de las propiedades de materiales²⁹. Para lograr la simulación se creó un material nuevo llamado “Flexinol” en Inventor 2020 ingresando sus propiedades mecánicas principales; estas se muestran en la Figura 3.18. Se consideró un factor de seguridad incrementando las cargas a 4 veces la estimada, realizando la simulación con una fuerza de 142.4 N. Esta consideración, sumado al gran margen que se encontró en los cálculos correspondientes a los AMF y vigas de carbono (sección 3.3), son la razón por la cual se recurre a una simulación lineal. De esta forma, los ajustes y correcciones posteriores con métodos más exactos son contemplados en una fase de implementación, la cual se encuentra fuera del alcance de la presente investigación que pretende ser introductoria ante un material reciente y aún poco conocido como es el *flexinol* y las AMF. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 3.19.

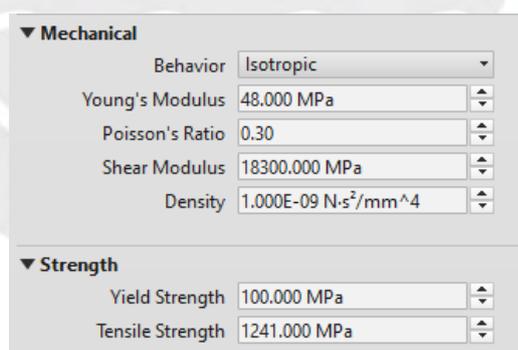


Figura 3.18 Propiedades mecánicas de *Flexinol*

El esfuerzo máximo encontrado es de 26.7 MPa, el cual se encuentra muy por debajo del esfuerzo de falla del material (1241 MPa). Por otro lado, la simulación de desplazamientos (Figura 3.20) muestra que el desplazamiento máximo se ubica en la parte media del

²⁸Fuente: <https://www.dynalloy.com/nitinol.php> Fecha de consulta: 05-11-20

²⁹ Fuente: <http://bit.ly/3rezgN0> Fecha de consulta: 05-11-20

actuador, llegando a un máximo de 0.7634 mm. Este resultado no afecta a la distribución de actuadores pues el diseño ha contemplado una separación de al menos 6 mm entre ellos.

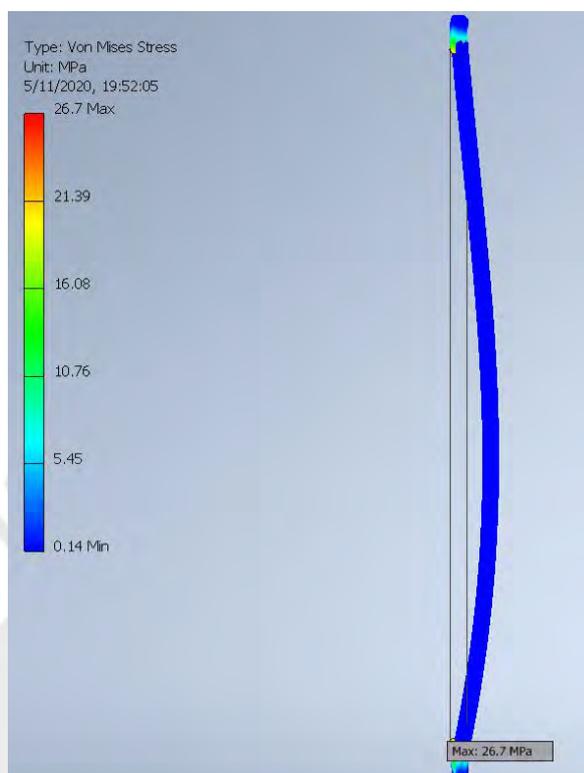


Figura 3.19 Resultados de simulación de esfuerzos

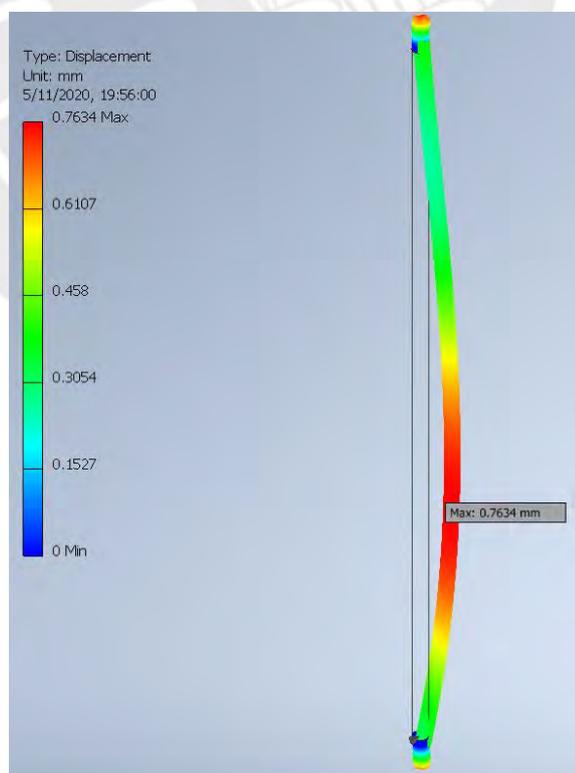


Figura 3.20 Resultados de simulación de desplazamientos

Finalmente, la simulación también muestra el factor de seguridad en cuando al comportamiento del material. Éste se muestra en la Figura 3.21 y nos indica que la mayor concentración de cargas se ubica en la base de la barra del actuador. Con base a los resultados y consideraciones tomadas, se concluye que el actuador de *Flexinol* no fallará con las condiciones mecánicas del presente dispositivo. También cabe mencionar que las simulaciones fueron realizadas con los actuadores de *Flexinol* en posición vertical, los cuales experimentaron mayor carga.

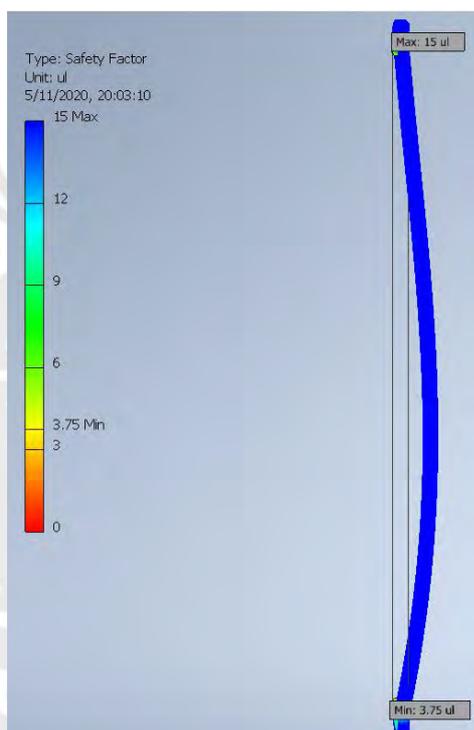


Figura 3.21 Resultados de simulación de factor de seguridad

Respecto al análisis de carga del dispositivo se consideró una carga de torque promedio que actúa sobre la altura de la cadera de la persona. Se recogieron los resultados de estudios previos [Kingma, 2001], donde se obtuvieron resultados empíricos de un torque de 254 N-m para un usuario levantando una carga de 15 kg. Para el caso del dispositivo se procedió a hacer un cálculo proporcional suponiendo una carga de 5kg, el cual es el peso máximo de la propuesta del dispositivo, obteniendo un torque de 84.67 N-m. El torque encontrado fue representado por una carga equivalente aplicado a la altura de los hombros. Considerando los datos antropométricos se asumió 0.5 m de distancia entre la unión de las caderas y el punto de aplicación de la fuerza; la cual por un análisis de sistemas equivalentes es definida como 169.34 N. Ambos sistemas se visualizan en la Figura 3.22.

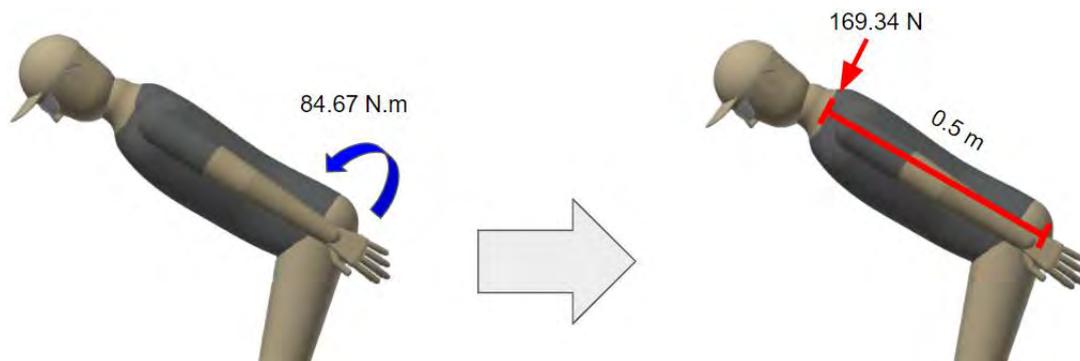


Figura 3.22 Sistemas equivalentes de cargas

La simulación fue realizada asumiendo un factor de seguridad incrementando la carga en 7 veces, pasando a ser una fuerza de 1185.38 N aplicada en el plano superior de la placa aislante de ABS. Se asume un factor de esta magnitud con el fin de compensar las simplificaciones dadas en el modelado y la simulación. Los resultados de la simulación de esfuerzos pueden observarse en la Figura 3.23, donde el esfuerzo máximo encontrado es el de 0.8374 MPa.

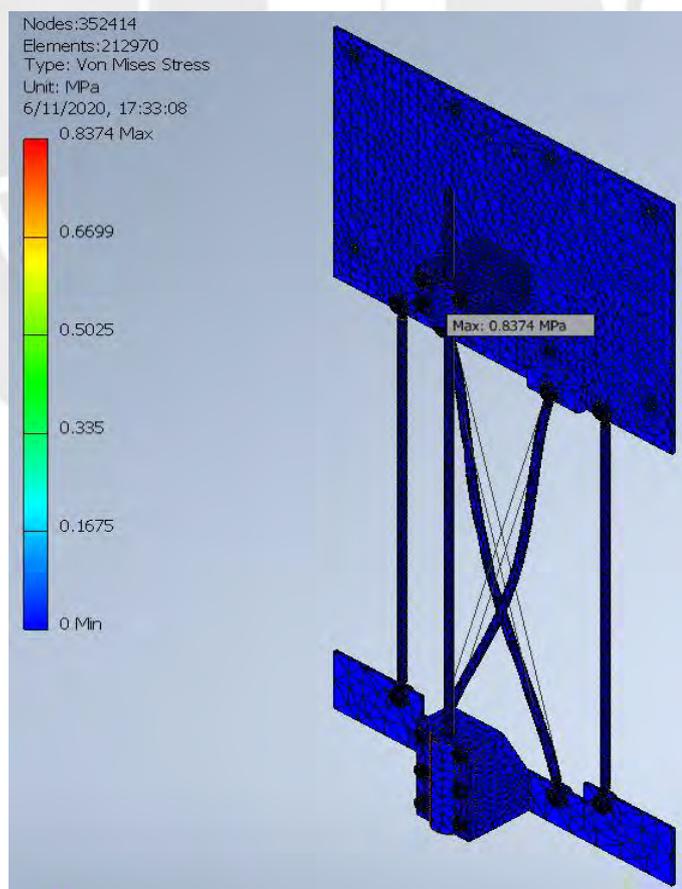


Figura 3.23 Resultados de simulación de esfuerzos

Respecto al análisis de desplazamiento, el cual se visualiza en la Figura 3.24, se encuentra un desplazamiento máximo de 0.5802 mm; el cual no significa una dificultad en el diseño puesto que la separación mínima entre actuadores es de 6 mm. Finalmente, la simulación sobre el factor de seguridad encontrado en el modelado 3D muestra que el factor mínimo es de 15 en todos los puntos de la malla. Los resultados se pueden observar en la Figura 3.25. Convencionalmente esto sería tomado un sobredimensionamiento en el diseño; sin embargo, debido a que el Flexinol es un material relativamente nuevo y con propiedades que aún están pendientes por profundizar, se toman estas precauciones con el fin de brindar un diseño que no falle por resistencia mecánica.

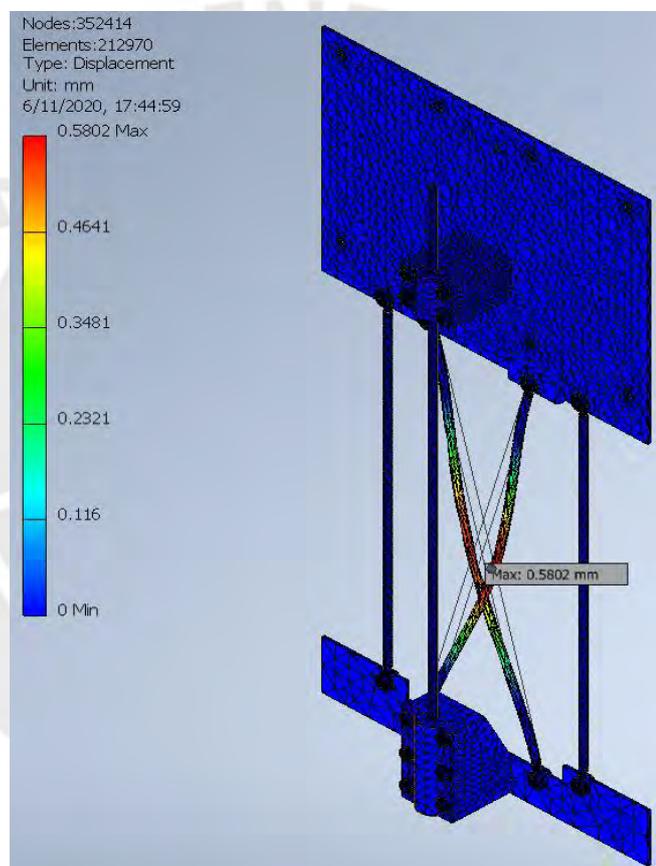


Figura 3.24 Resultados de simulación de desplazamiento

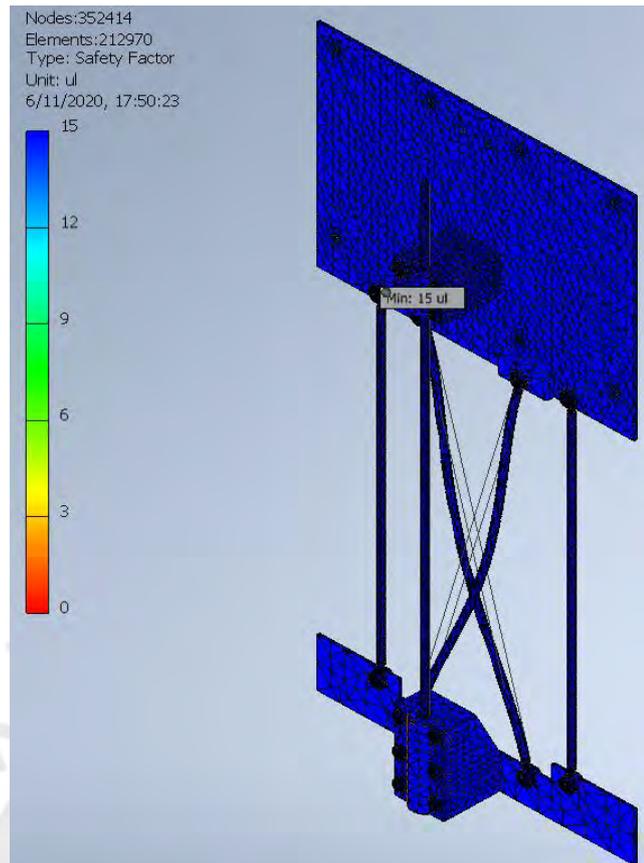


Figura 3.25 Resultados de simulación de factor de seguridad

3.5.3 Justificación de ubicación de ventiladores

El uso de *Flexinol* como actuadores tiene antecedentes de asistencia en el proceso de enfriamiento a través de ventiladores [Lewis, 2013]. En la investigación revisada se distribuyen ventiladores de manera simétrica con el fin de brindar un flujo laminar de aire (ver Figura 3.26), lo cual fue tomado como referencia para la distribución de la propuesta del presente documento (Figura 4.2); de la misma forma también se dispuso encontrar el ventilador con mayor potencia y tamaño disponible según las recomendaciones de Lewis.

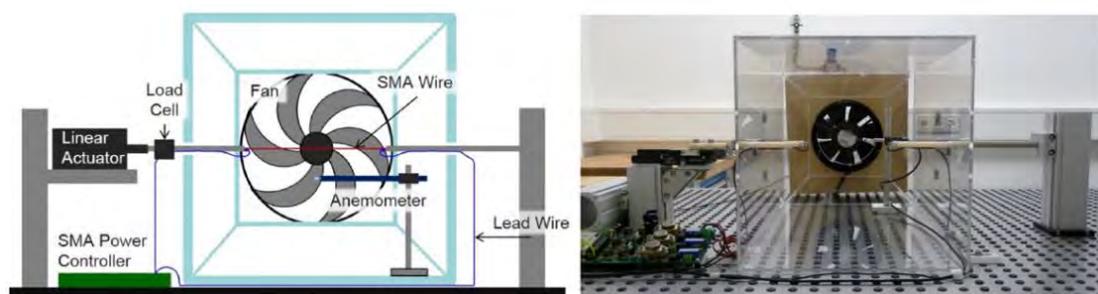


Figura 3.26 Uso de ventiladores para enfriamiento de *Flexinol* [Lewis, 2013]

En cuanto a sistemas de ventilación se considera el principio de ventilación forzada, que consiste en la inyección y extracción de aire en un espacio específico. En edificios esto se logra gracias a ductos y motores de ventilación. Una idea gráfica de este principio se visualiza en la Figura 3.27.

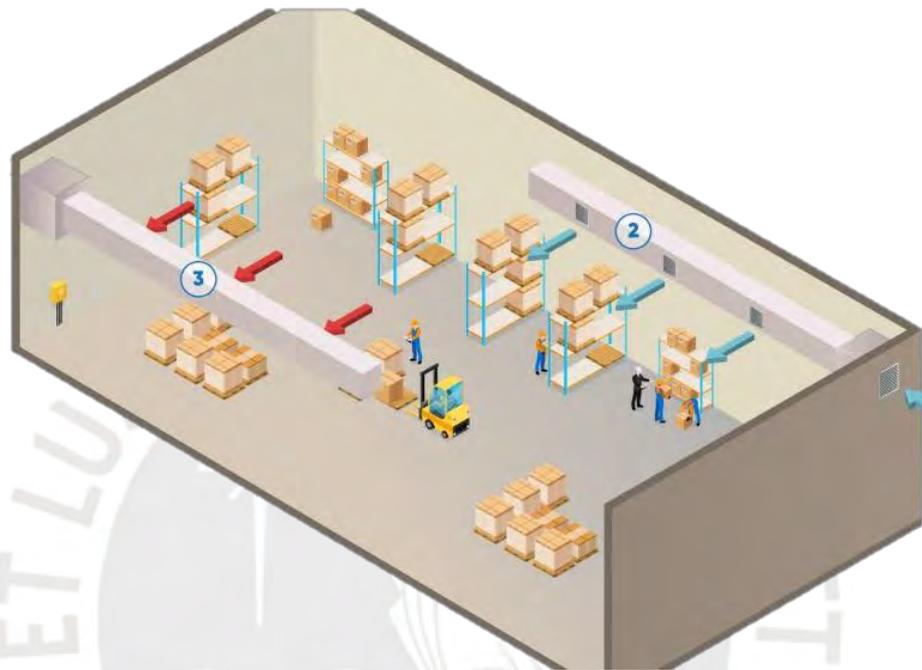


Figura 3.27 Sistema de ventilación forzada³⁰

Siguiendo el principio de ventilación forzada se propuso un arreglo de dos ventiladores para el presente dispositivo, considerando que el aire es inyectado por el ventilador de la izquierda y que el ventilador de la derecha es invertido para facilitar la salida de aire. La dirección del flujo del aire y ubicación de ambos ventiladores puede apreciarse en la Figura 3.28. Cabe mencionar también que el espacio será parcialmente cerrado con una funda de material condra y los ductos son ductos flexibles de aluminio; consideraciones con el fin de preservar la movilidad del usuario³¹.

³⁰ Fuente: <http://amvclima.com/productos/ventilacion-forzada/>

³¹ Fuente: <https://bit.ly/2QY7WGL> Fecha de acceso: 07-05-2021

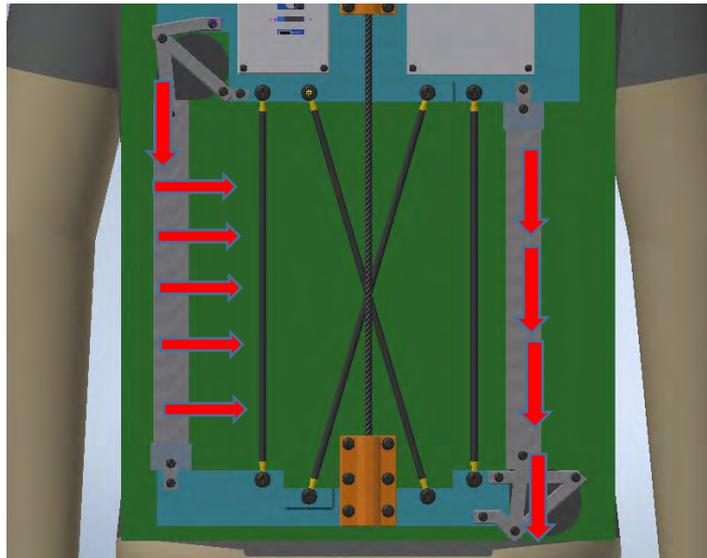


Figura 3.28 Uso de hidrogel para enfriamiento de *Flexinol* [Kalairaj, 2019]

Adicionalmente, aunque el presente documento propone el uso de ventiladores, también se encontró una posible iniciativa a futuro: el uso de *Flexinol* revestido con hidrogel biodegradable (Figura 3.29). Esta innovadora técnica mantendría la superficie del actuador a una temperatura menor a 22° C [Kalairaj, 2019], la cual debido a estar aún en investigación se menciona únicamente como referencia.

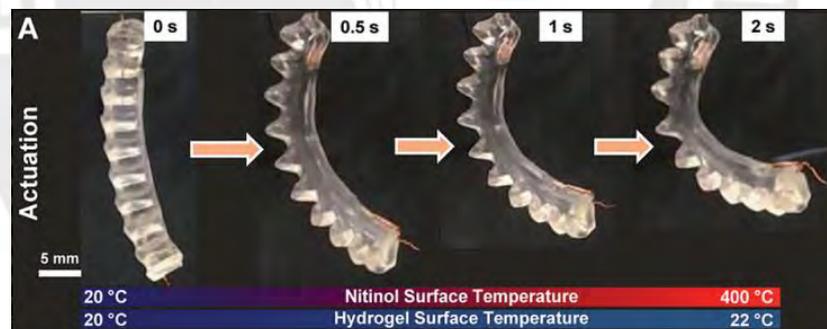


Figura 3.29 Uso de hidrogel para enfriamiento de *Flexinol* [Kalairaj, 2019]

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL

En el presente capítulo se presenta la lógica de funcionamiento general del dispositivo detallando el sistema de control, presentando su arquitectura y el diagrama de flujo de funcionamiento general. De acuerdo a las secciones 2.1 y 3.2 se detallan los criterios de selección y principales características de los componentes necesarios para el dispositivo. Además, se presentan los diagramas de bloques electrónicos del dispositivo y el diseño de módulos de protección para los circuitos de control y de potencia.

4.1 Sistema de control

Se presenta la descripción del sistema de control del dispositivo. Primero se describe la lógica de funcionamiento general, luego se muestra la lógica de control del dispositivo y los diagramas de flujos correspondientes al funcionamiento general del mismo.

4.1.1 Lógica de funcionamiento general

La lógica del dispositivo se basa en el control de la corriente en forma de señal PWM enviada a los actuadores AMF de *Flexinol*. Se hace enviando una señal eléctrica PWM siguiendo recomendaciones del fabricante [Corman, 2016] para extender la vida útil del actuador, a través de un control PID. El control de los actuadores se divide en dos variables a controlar: ángulo de inclinación y temperatura a través de lazos cerrados de control. En la Figura 4.1 se visualiza el lazo cerrado que involucra el control de ángulo de inclinación. Este inicia con el ángulo de inclinación de usuario como entrada el cual se compara con

la señal recibida mediante un sensor inercial (IMU) ubicado a la altura de los hombros del usuario para luego ingresar al bloque del PID donde se calcula el *Duty cycle* más conveniente para accionar el *Flexinol*, con el fin de ejercer la actuación en compresión.

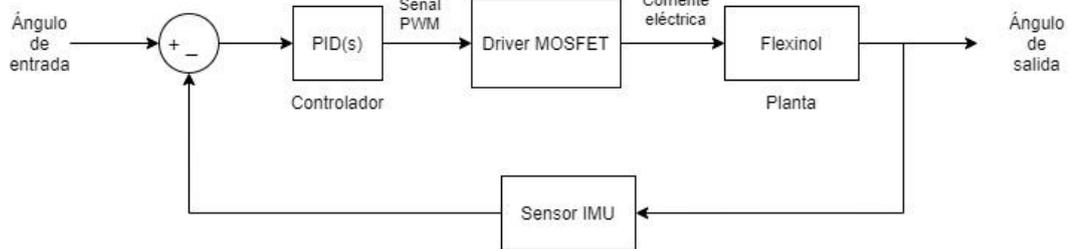


Figura 4.1 Lazo cerrado de control de actuadores de Flexinol

Con el propósito de tener una mejor comprensión de la ubicación de los componentes y medición de los ángulos, se muestran en la Figura 4.2 la ubicación del sensor IMU y del circuito de potencia del cual se emitirán las señales PWM para el control de actuadores.

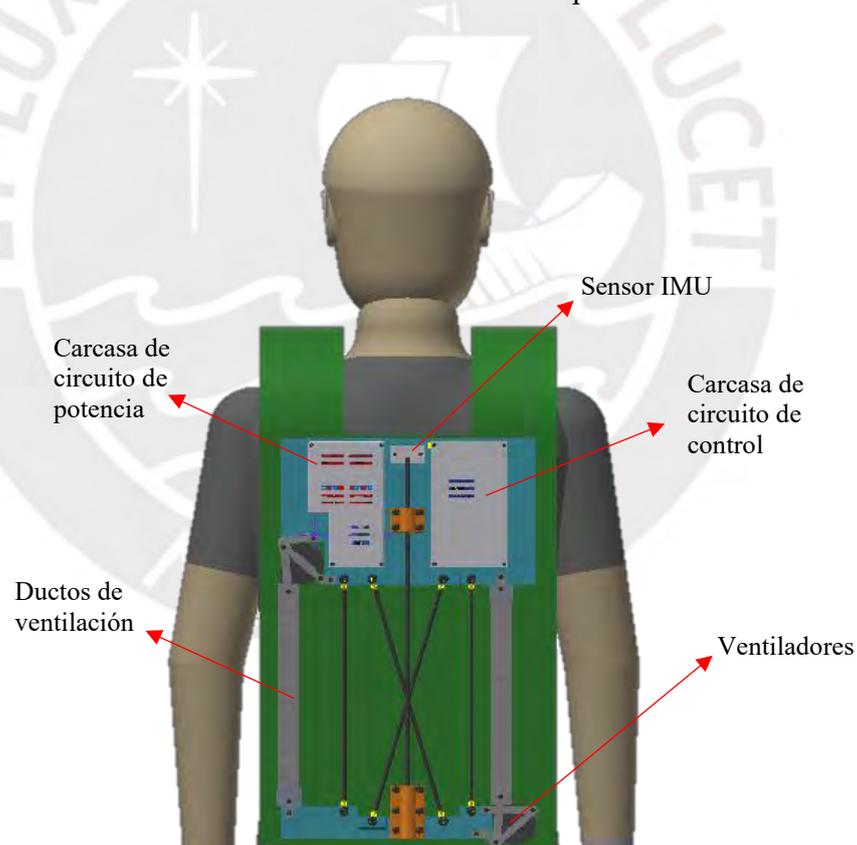


Figura 4.2 Ubicación de sensor IMU, carcavas y sistema de ventilación

Debido a que el usuario puede rotar en los 3 ejes, y afectar por lo tanto las condiciones de actuación de las AMF, la lógica de control del ángulo de inclinación se aplica a los 4 actuadores por separado; variando únicamente las condiciones para su actuación. En

cuanto a la temperatura se presenta en la Figura 4.3 el lazo cerrado para la actuación ON/OFF de los ventiladores con el propósito de reducir el tiempo de recuperación del *Flexinol*. Éstos serán activados por 3 segundos en cuanto se registre el regreso de inclinación de usuario a la posición inicial. El tiempo de actuación del ventilador se toma como referencia de un trabajo previo con el mismo material de Flexinol [Corman, 2016], de este modo no es necesario el sensar la temperatura. El lazo cerrado de control se aplica a ambos ventiladores al mismo tiempo.

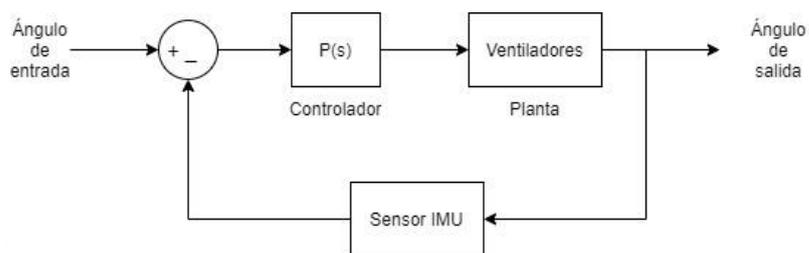


Figura 4.3 Lazo cerrado de regulación de temperatura

4.1.2 Arquitectura de control

La arquitectura de control presenta, a través de un diagrama de bloques, la interacción de los componentes del sistema enfatizando la forma en que se realizará el control de los actuadores de AMF, considerando los lazos de control presentados. En la Figura 4.4 se presenta el concepto del control a fin de asegurar el correcto funcionamiento del sistema.

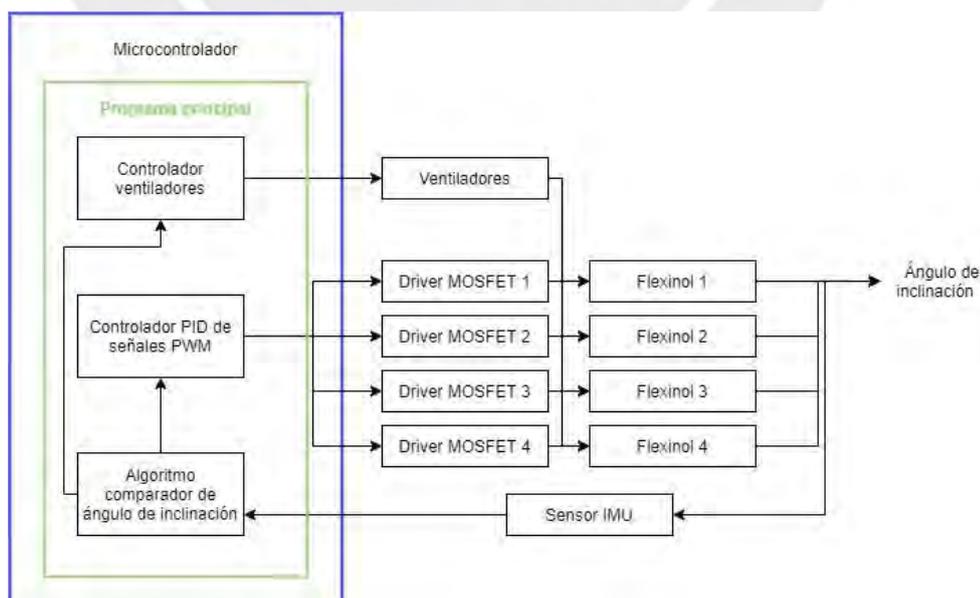


Figura 4.4 Arquitectura de control de actuadores AMF

4.1.3 Diagrama de flujo

En la Figura 4.5 se muestra la lógica del programa principal propuesta para el dispositivo.

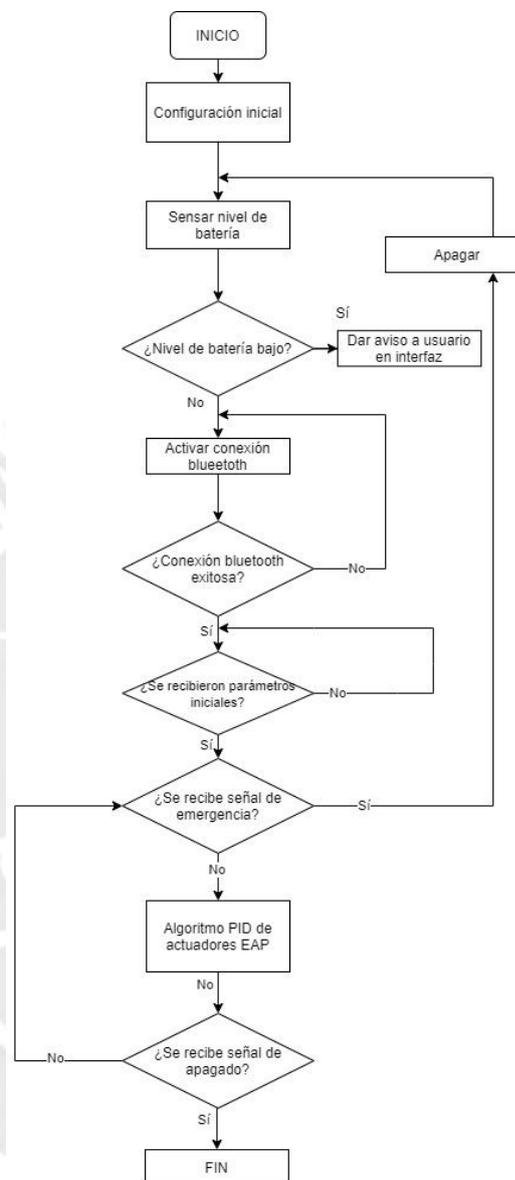


Figura 4.5 Diagrama de flujo principal

4.2 Selección de componentes electrónicos

La Figura 4.5 muestra el diagrama de bloques de los componentes donde se observa dos líneas de alimentación dirigidas al circuito de potencia y al circuito de control respectivamente. El controlador recibe información del sensor IMU y del pulsador de emergencia. Además, envía y recibe información a la interfaz de usuario a través de un módulo bluetooth. Las líneas de información mostradas son todas de comunicación serial

TTL. En la Figura 4.6 también se muestra el envío de señales desde el microcontrolador hacia los drivers alimentadores de los actuadores (AMF) y los ventiladores. Finalmente, se observa al optoacoplador con prioridad en toda la rama de potencia, con lo cual se separan los circuitos de control y potencia además de controlar su alimentación. Con la estructura de hardware mostrada, se procede a presentar la selección de componentes.

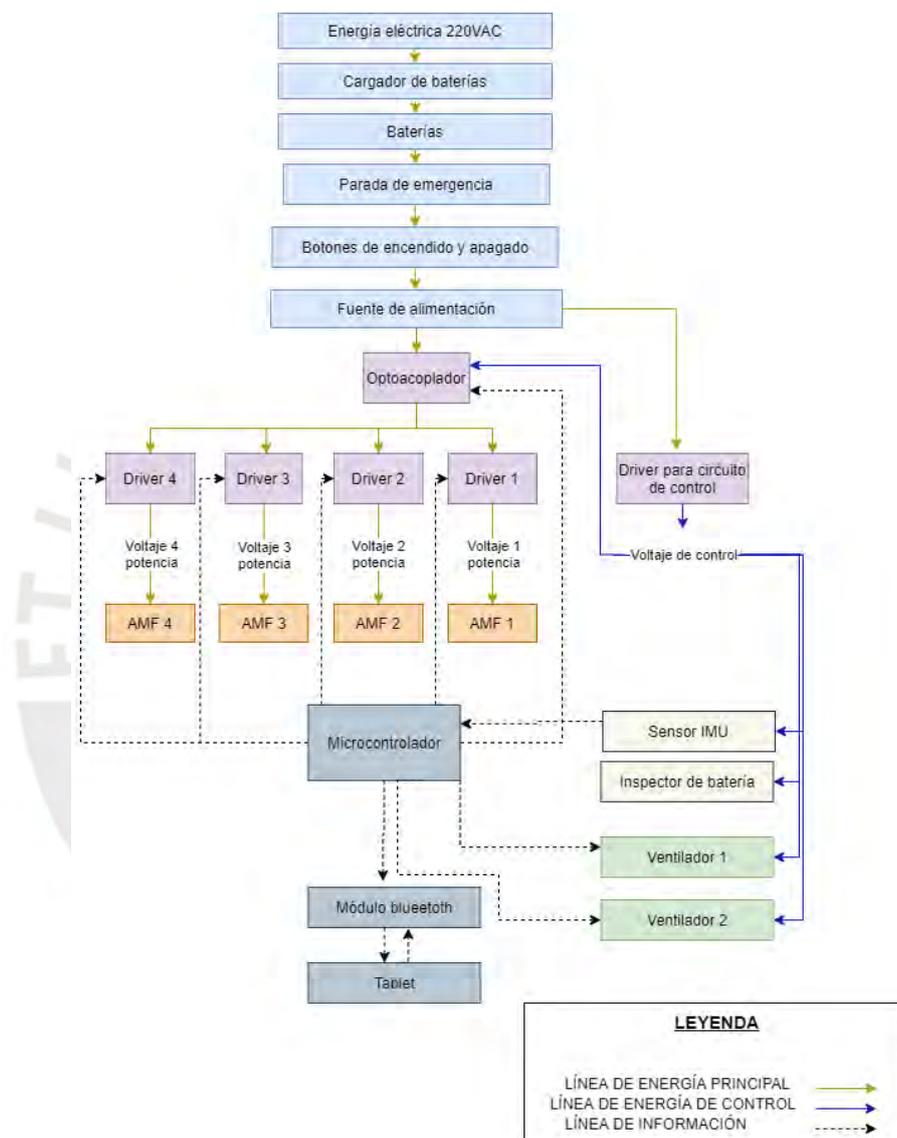


Figura 4.6 Diagrama de bloques de arquitectura de hardware de dispositivo

4.2.1 Regulador de voltaje

En cuando a la operación principal con los polímeros actuadores se realizó una comparación de las opciones más comerciales considerando, que con el polímero seleccionado en la sección 3.4.1, se necesitará 4.3 V con una potencia de 68.8 W/m [Corman, 2016] y una corriente máxima de 4A de acuerdo a la Tabla 3.6. Las opciones,

de disponibilidad local, que se consideraron se muestran en la Tabla 4.1 Se seleccionó el MOSFET por su fácil accionamiento, robustez, y bajo costo.

Tabla 4.1 Tabla de comparación de reguladores de voltaje

	Requisitos		
Modelo		Step Down Lm2596 ³²	Driver Mosfet IRF520 ³³
Fabricante	-	Texas Instrument	VISHAY
Voltaje máx. de trabajo	5 V >	45 V	100 V
Corriente continua máxima	4 A >	6.9 A	6.5 A
Ton	-	-	8.8 ns
Toff	-	-	20 ns
Pines a controlador	-	-	1
Precio*	-	S/. 8	S/. 6

(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet

4.2.2 Optoacoplador

La separación entre el circuito de control y el circuito de potencia se dará a través de un optoacoplador. Se consideró como requerimientos que el optoacoplador sea de bajo costo, bajo tiempo para la transición *on-off* y que sea de disponibilidad local. Los modelos considerados se muestran en la Tabla 4.2. Se seleccionó el optoacoplador 4n25 debido a que es el modelo que satisface mejor los requerimientos mencionados.

Tabla 4.2 Tabla de comparación de optoacopladores

Modelo	Requisitos			
Modelo		4n25 ³⁴	4n35 ³⁵	PC817 ³⁶
Fabricante	-	VISHAY	VISHAY	SHARP
Voltaje den el diodo	440mm	1.3 V	1.3 V	1.2 V
Corriente máxima de entrada	-	60 mA	50 mA	50 mA
Ton	-	2.8 μ s	10 μ s	4 μ s
Toff		4.5 μ s	10 μ s	3 μ s
VCE máx.		0.5 V	-	0.2 v
Pines a controlador	-	1	1	1
Precio*	-	S/. 1.92	S/. 2.00	S/.2.00

(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet

³² Fuente: <https://bit.ly/3d1xI9b> Fecha de acceso: 25-09-20

³³ Fuente: <https://www.vishay.com/docs/91017/91017.pdf> Fecha de acceso: 25-09-20

³⁴ <https://www.vishay.com/docs/83725/4n25.pdf> Fecha de acceso: 20-09-20

³⁵ <https://www.vishay.com/docs/81181/4n35.pdf> Fecha de acceso: 20-09-20

³⁶ <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/Sharp/mXuwuqq.pdf> Fecha de acceso: 20-09-20

4.2.3 Botones pulsadores de encendido, apagado y apagado de emergencia

El encendido, apagado y apagado de emergencia se dará a través de botones pulsadores. Como no se presentan requerimientos electrónicos especiales sobre este componente, se prefirieron botones de disponibilidad local y de bajo costo. Se seleccionó el botón pulsador Ip69 de la marca Schneider para cumplir la función de apagado de emergencia y un modelo genérico para los pulsadores de encendido y apagado los cuales se diferenciarán por el color; siendo el color verde y rojo para las funciones de encendido y apagado respectivamente. Los modelos mencionados pueden apreciarse en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3 Tabla de comparación de pulsadores

	Requisitos		
Modelo		De radio de 22 mm	Genérico
Fabricante	-	Genérico	Genérico
Disponibilidad	-	Local	Local
Pines a controlador	-	1	1
Precio*	Menor posible	S/. 2	S/. 0.40
(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet			

4.2.4 Sensor IMU

Se propone utilizar un sensor inercial para determinar el ángulo de inclinación del usuario ubicado en la parte posterior a la altura de los hombros del usuario. Para medir el movimiento se necesita evaluar la inclinación del usuario respecto a su posición original y considerar la velocidad aplicada en los ejes para estimar la velocidad de actuación necesaria. Ambas mediciones se logran con el uso de un giroscopio y acelerómetro, opciones que vienen implementadas dentro de los sensores IMU de 6 a más grados de libertad. El rango deseado para el acelerómetro será entre 2g y 15g y entre 450°/s y 1000°/s. La Tabla 4.4 muestra algunas opciones de sensores de tipo IMU disponibles en el mercado local.

Dado que ambos sensores otorgan los rangos deseados, se selecciona el MPU6050 por cumplir con brindar 6 grados de libertad, en comparación al MPU9250 que brinda adicionalmente las mediciones de un magnetómetro pues sus aplicaciones son prescindibles para el diseño de este dispositivo.

Tabla 4.4 Tabla de comparación de sensores IMU

	Requisitos		
Modelo		MPU9250 ³⁷	MPU6050 ³⁸
Fabricante	-	InvenSense	TEZLA
Voltaje de operación	5V<	3.3 – 5V	3.3 – 5V
Grados de libertad	>=6	9	6
Corriente	-	3.7 mA	3.8 mA
Rango acelerómetro	-	2/4/8/16 g	2/4/8/16 g
Rango giroscopio	-	250/500/1000/2000 °/s	250/500/1000/2000 °/s
Pines controlador	-	2	2
Precio	-	S/32.00	S/15.00

(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet

4.2.5 Ventiladores

La actuación del *Flexinol* implica un cambio en su temperatura en los momentos de compresión y relajación. En la sección 3.4.1 se visualiza el tiempo de recuperación de 14s para el modelo seleccionado. Con el propósito de reducir el tiempo de recuperación se utilizará un sistema de ventilación forzada con ventiladores para disipar el calor de forma más rápida. De este modo se siguen investigaciones donde su uso fue encontrado útil en reducir el tiempo de recuperación hasta en un factor máximo de 4 [Corman, 2016].

Se consideraron ventiladores disponibles a nivel local, que se activen con menos de 14.8 V y con un bajo consumo de corriente. En la Tabla 4.5 se presentan los modelos de ventiladores considerados, de los que se seleccionó el ventilador 5015 debido a que ofrece un mayor flujo de aire y que su geometría facilitaría la implementación del dispositivo.

Tabla 4.5 Tabla de comparación de ventiladores

	Requisitos		
Modelo		5015 ³⁹	4010 ⁴⁰
Fabricante	-	Genérico	Genérico
Voltaje de operación	14.8V<	12V	12V
Corriente	-	0.13 A	0.11A
Dimensiones	-	50X50X15 mm	40X40X10 mm
Pines controlador	-	1	1
Precio	-	S/12	S/10

(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet

³⁷ <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf> Fecha de acceso: 25-09-20

³⁸ <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf> Fecha de acceso: 25-09-20

³⁹ <https://bit.ly/3xLVQkw> Fecha de acceso: 01-05-2021

⁴⁰ <https://bit.ly/3ufTSTX> Fecha de acceso: 01-05-2021

4.2.6 Módulo bluetooth

Los requerimientos técnicos para el módulo bluetooth es que sea un dispositivo que mínimamente sea configurable como esclavo. Además, debido a que será un dispositivo que estará encendido todo el tiempo, se pone como requerimiento el menor consumo energético. En la Tabla 4.7 se consideraron los modelos más comerciales de disponibilidad local: HC-05 y HC-06. Se selecciona el módulo HC-06 por brindar la conectividad bluetooth en modo esclavo, consumir menos corriente y adicionalmente tener un costo menor.

Tabla 4.7 Tabla de comparación de módulos bluetooth

	Requisitos		
Modelo		HC-05 ⁴¹	HC-06 ⁴²
Fabricante	-	iTeadStudio	Guangzhou
Modo de trabajo	-	Maestro/Esclavo	Esclavo
Voltaje de operación	-	0.24 A	0.06A
Pines controlador	-	2	2
Precio	-	S/ 24	S/ 20
(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet			

4.2.7 Microcontrolador

El funcionamiento del dispositivo necesita de un microcontrolador con 13 pines digitales, de los cuales 4 deberán ser tipo PWM. Además, debido a que se debe controlar pocos elementos, la velocidad de sincronización no es un requerimiento esencial. En la Tabla 4.6 se muestra la comparación entre el Arduino Mega, Tiva C Launchpad y el Raspberry Pi 4B. Se escogió el microcontrolador Arduino Mega, pues brinda una velocidad de sincronización decente de 16 MHz y una mayor cantidad de pines PWM, los cuales serán útiles si es necesario un cambio de pin por algún error de conexión en el dispositivo, adicionalmente, es el microcontrolador de menor costo.

⁴¹ Fuente: <https://bit.ly/3d0xFoP> Fecha de acceso: 25-09-20

⁴² Fuente: <https://bit.ly/3rfFYSS> Fecha de acceso: 25-09-20

Tabla 4.6 Tabla de comparación de microcontroladores

	Requisitos			
Modelo		Arduino Mega	Tiva C Launchpad tm4c123gh6pm	Raspberry Pi 4B
Fabricante	-	Arduino	Texas Instrument	Raspberry Pi
Vin	5V	5 - 12 V	3.15 - 3.63 V	5V
Imax	3A	40 mA	30 - 40 mA	3 A
Pines analógicos	0	16	12	-
Pines digitales	20>	54	40	40
Arquitectura	-	8 bits	32bits	64 bits
Velocidad de sincronización	-	16 MHz	80 MHz	1.5 GHz
Pines PWM	-	16	8	2
Precio	<300	\$/. 70	\$/. 80	\$/. 250
(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet				

4.2.8 Baterías y cargador

Se realizó un cálculo de consumo energético de los componentes seleccionados. En las Tablas 4.8 – 4.9 se presenta el consumo de cada componente, se observa que los actuadores de *Flexinol* (AMF) son los que demandan mayor consumo, de este modo se propone, con el fin de reducir la corriente de consumo necesaria, evaluar el utilizar tensiones de batería de 14.8 y 12.8 VDC, los cuales deberán ser reducidos a 5V con el fin de poder alimentar el microcontrolador y el resto de los componentes. Se realizó el cálculo de corriente necesaria de la batería en base a ambas tensiones. Para los cálculos se realizó la equivalencia de la conservación de potencia eléctrica (Ecuación 4.1) entre la potencia de entrada y de salida.

$$P_{\text{constante}} = V_{\text{Componente}} \cdot I_{\text{componente}} = V_{\text{batería}} \cdot I_{\text{batería}} \quad (4.1)$$

Donde P (W) es la potencia que iguala lo consumido por el componente y lo consumido de la batería, V (V) es el voltaje correspondiente e I (A) la corriente. Para los cálculos se considera el valor nominal para una alimentación constante de todos los componentes. Dicha simplificación se compensa por un redondeo a un consumo aproximado de 8000 mAh que se tomará en consideración para el diseño.

Tabla 4.8 Análisis de energía requerida en batería de 14.8 V

Componente	Potencia de salida		Potencia de entrada		Capacidad requerida	
	Voltaje de componente (V)	Corriente de componente (mA)	Voltaje de batería (V)	Corriente equivalente de batería (mA)	Tiempo de funcionamiento (h)	Energía requerida en batería (mAh)
Sensor IMU	3.3	3.9	14.8	0.9	2	1.80
Ventiladores (2)	12	130	14.8	105.4	2	421.6
Módulo Bluetooth	3.3	40	14.8	8.9	2	17.80
Microcontrolador	5	40	14.8	13.5	2	27.00
Flexinol lat. (2)	4.3	4000	14.8	1162.16	2	4648.64
Flexinol front. (2)	4.3	2000	14.8	581.09	2	2324.36
					Capacidad requerida	7441.20

Respecto a la tensión de 14.8 V se utilizó una batería LiPo de la marca Tattu, encontrando que se necesitaría una capacidad de 7044 mAh. Mientras que para la tensión de 12.8 V se consideró una batería LiFePo₄, encontrando una capacidad mínima requerida de 81.4454 mAh.

Tabla 4.9 Análisis de energía requerida en batería de 12.8 V

Componente	Potencia de salida		Potencia de entrada		Capacidad requerida	
	Voltaje de componente (V)	Corriente de componente (mA)	Voltaje de batería (V)	Corriente equivalente de batería (mA)	Tiempo de funcionamiento (h)	Energía requerida en batería (mAh)
Sensor IMU	3.3	3.9	12.8	1.01	2	2.02
Ventiladores (2)	12	130	12.8	121.87	2	487.48
Módulo Bluetooth	3.3	40	12.8	10.31	2	20.62
Microcontrolador	5	40	12.8	15.63	2	31.26
Flexinol lat. (2)	4.3	4000	12.8	1343.75	2	5375
Flexinol front. (2)	4.3	2000	12.8	671.88	2	2687.52
					Capacidad requerida	8603.9

La selección de la batería se realizó considerando la capacidad, costo, número de ciclos de vida e impacto en el usuario y ambiente. También se añadió un margen de seguridad entre 16 y 20%; es decir baterías de una capacidad de 10000mAh. Además, se hizo una comparación entre dos modelos de tipo LiPo y LiFePo₄. En la Tabla 4.10 se visualizan los modelos considerados, finalmente optando por la batería LiFePo₄, la cual a pesar de ser más cara ofrece una mayor cantidad de ciclos de vida, menor impacto sobre la salud del usuario y el ambiente.⁴³

⁴³ <https://www.batteryspace.com/LiFePO4/LiFeMnPO4-Batteries.aspx> Fecha de acceso: 15-03-2021

Tabla 4.10 Tabla de comparación de baterías de grafeno

	Requisitos		
Modelo		4S1P	RB-10
Fabricante	-	Tattu	Relion
Voltaje	5 V>	14.8 V	12.8 V
Tamaño	Lo más pequeño	166x64x41 mm	151 x 98 x 101 mm
Capacidad	-	10000 mAh	10000mAh
Peso	Lo más ligero	890g	1650g
Disponibilidad	-	Importado	Importado
Precio*	-	S/. 388.28	S/. 591.44
(*) Montos referenciales de distribuidoras comerciales por internet			

Se consideraron también buenas prácticas sobre el cargado de baterías, es así que la corriente de carga no deberá superar el 37% de la capacidad de la batería, siendo ello 3700 mAh para el presente dispositivo. Además, no se debe sobrecargar la batería con una tensión mayor a la nominal ni tampoco debe usarse cuando esta haya alcanzado un nivel de tensión menor al nominal. Asimismo, se selecciona un protector de carga comercial recomendado entre fabricantes y un cargador especial. Sus características se muestran en las Tablas 4.11 y 4.12 respectivamente.

Tabla 4.11 Cargador seleccionado

	Requisitos	
Modelo		8414773322719
Fabricante	-	ICQUANZX
Voltaje de salida	-	DC 3.7-22.2V
Corriente de salida	<3.7A	0.1-6.0A
Peso	-	220g
Disponibilidad	-	Importado
Precio*	-	S/. 145.96
(*) Monto referencial de distribuidora comercial por internet		

Tabla 4.12 Protector de carga de baterías

	
Modelo	B-Charging-Safeguard-6S
Fabricante	Tattu
Voltaje máximo de salida	DC5V-25.8V
Corriente máxima de salida	Max 30A
Capacidad	10000 mAh
Peso	890g
Disponibilidad	Importado
Precio*	S/. 99.68
(*) Monto referencial de distribuidor comercial por internet	

Finalmente, para prevenir el uso de la batería por debajo de la tensión nominal se propone monitorear constantemente el nivel de la batería a través de un módulo inspector. Este componente muestra el nivel de la batería en un display y, también, posee un *buzzer* que se activa cada vez que el nivel de batería se encuentre por debajo del límite inferior que se establece por software.

Tabla 4.13 Inspector de baterías LiPo

	
Rango de voltaje	DC 3.7-30V
Error	+0.01 V
Peso	200g
Disponibilidad	Importado
Precio*	S/. 5.80
(*) Monto referencial de distribuidor comercial por internet	

4.2.9 Peso de componentes

Siguiendo la lista de requerimientos, se verifica también que el peso total de componentes no exceda los 5 kg delimitados. El cálculo se muestra en la Tabla 4.14.

Tabla 4.14 Peso de componentes del dispositivo

Componente	Peso (g)
Driver Mosfet IRF520	10.00
Optoacoplador 4n25	0.35
Pulsadores de encendido y apagado (2)	20.00
Pulsador de emergencia genérico de 22 mm	300.00
Sensor IMU MPU6050	50.00
Ventiladores de 50X50X15 mm	30.00
Módulo bluetooth HC – 06	3.20
Microcontrolador Arduino Mega	37.00
Batería 10000 mAh RB-10 Relion	1650.00
Chaleco lastrado y funda	500.00
Inspector de batería LiPo	20.00
Barras de Flexinol	400.00
Sujetadores de cobre para barras de Flexinol	40.00
Viga de fibra de carbono XR-05	300.00
Carcasas impresas*	1500.00
Elementos de unión	300.00
Total	5160.55
(*) Peso referencial	

4.3 Sistema electrónico

A continuación, se describen los elementos electrónicos principales del sistema electrónico del dispositivo a utilizar.

4.3.1 Diagrama de bloques y conexiones

Con los componentes previamente seleccionados, se presenta el diagrama de conexiones del dispositivo como referencia en caso de implementación. El sistema es alimentado por una batería de LiFePo de 12.8VDC, esta se conecta a una toma de corriente de 220VAC a través de un cargador y un protector de carga. El voltaje de la batería será transformado a 4.3VDC y 5VDC a través de reguladores de voltaje tipo Mosfet, con el fin de alimentar a los actuadores, al microcontrolador (Arduino) y sus periféricos. Ello se muestra en la Figura 4.7, a continuación.

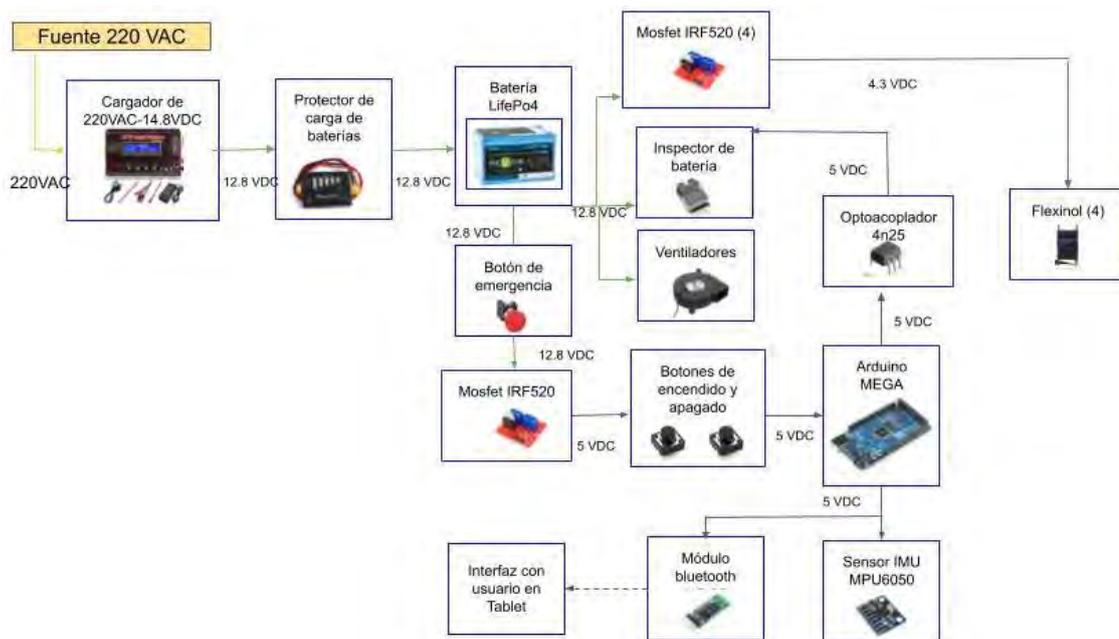


Figura 4.7. Diagrama de conexiones

4.3.2 Diseño de módulos de protección

Se diseñaron dos carcasas separadas de protección. Una de ellas contiene todos los componentes del circuito de potencia (Figura 4.8) y la otra del circuito de control (Figura 4.9). El material utilizado para ambas carcasas es ABS producido por impresión 3D.

Carcasa de protección de circuito de potencia, carcasa base: La carcasa base se encarga de proporcionar el encaje adecuado a todos los componentes del sistema. A continuación, se muestra la carcasa base diseñada para proteger a los componentes del circuito de potencia en las Figura 4.8 y 4.9.

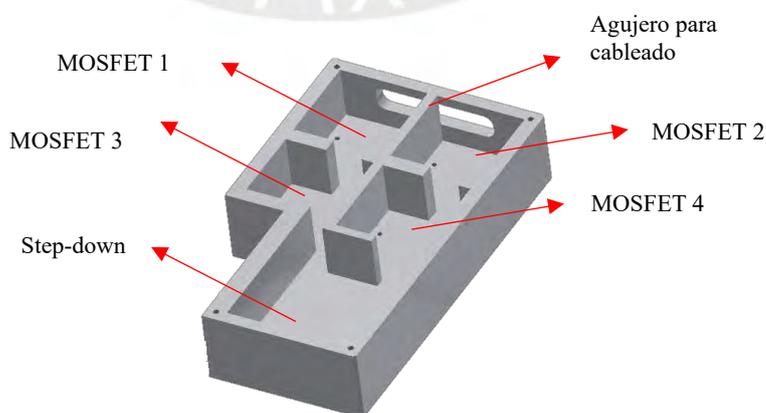


Figura 4.8. Carcasa base de circuito de potencia Todos los agujeros mostrados son para uniones atornilladas



Figura 4.9. Carcasa base de circuito de potencia. Vista con componentes

Carcasa de protección de circuito de potencia, cubierta de carcasa: Luego de haber asegurado los componentes en la carcasa base se procede a sellar la carcasa para aislar a los componentes del exterior y protegerlos. Sin embargo, debido a que los componentes generan calor que emanan a través de disipadores se consideró en el diseño de la cubierta ranuras para ventilación. Se muestra en la Figura 4.10.

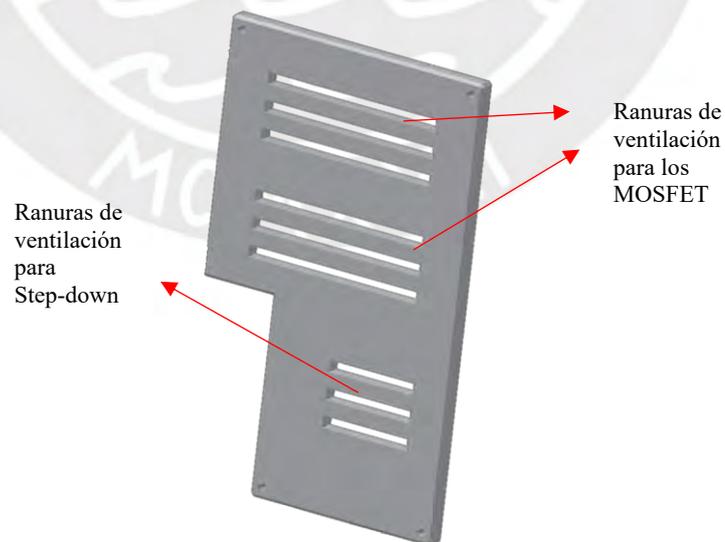


Figura 4.10. Cubierta de carcasa base de circuito de potencia

Carcasa de protección de circuito de potencia, ensamble de componentes: Como se indicó al principio de la sección, el ensamble de componentes será a través de tornillos ISO 7045 M3 x 10 mm para las uniones con la carcasa y M2.5 x 6 mm para uniones entre carcasa y componentes electrónicos. Debido a que se tendrán agujeros ciegos en todas las uniones no será necesario la utilización de tuercas. Además, se seguirá el procedimiento de investigaciones anteriores de ranurar los hilos en los agujeros con tornillos macho de roscar para obtener un mejor acople entre las uniones [Callupe, 2019]. Finalmente se muestra una vista final de la carcasa base completamente ensamblada en la Figura 4.11.



Figura 4.11. Carcasa de protección de circuito de potencia

Carcasa de protección de circuito de potencia, tarjeta PCB: Se realizó una tarjeta de conexiones para el circuito de potencia. De este modo se contribuye a que el diseño sea más modular, seguro y fácil a la hora de realizar el mantenimiento y ensamble. Las conexiones de la misma se visualizan en la Figura 4.12 y una representación de la tarjeta se muestra en la Figura 4.13.

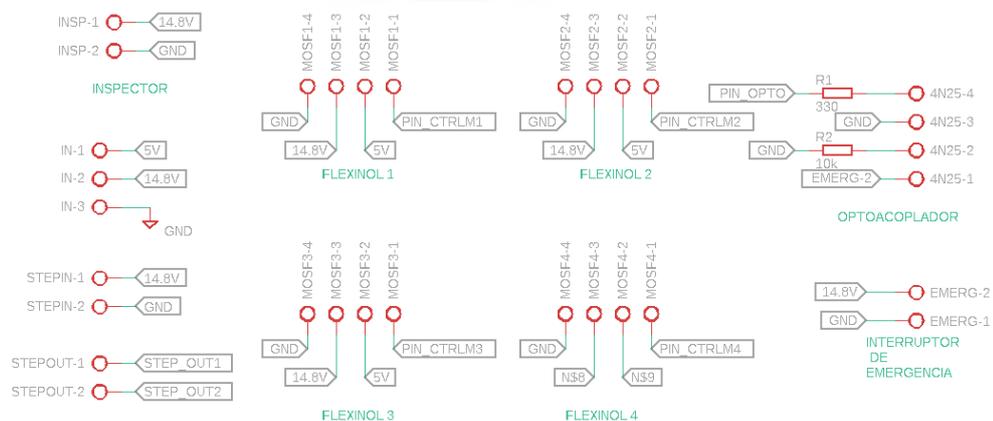


Figura 4.12 Conexiones de tarjeta de circuito de potencia

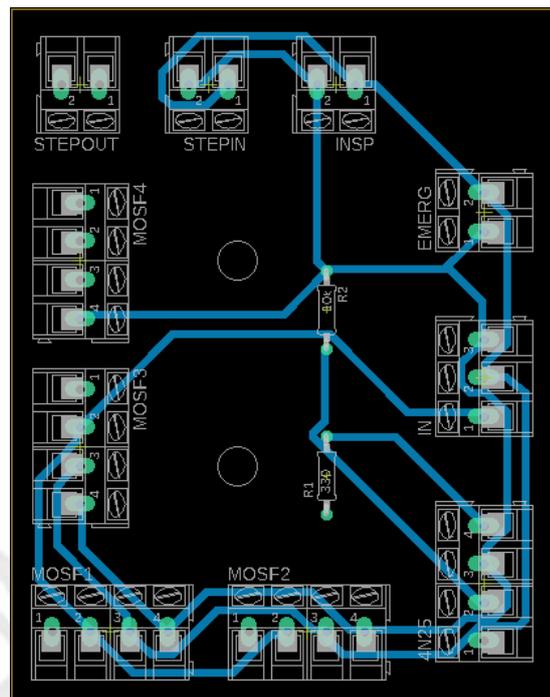


Figura 4.13 Representación de tarjeta de circuito de potencia

Carcasa de protección de circuito de control, carcasa base: En la Figura 4.14, se tiene a la carcasa base del circuito de control con encajes para componentes.

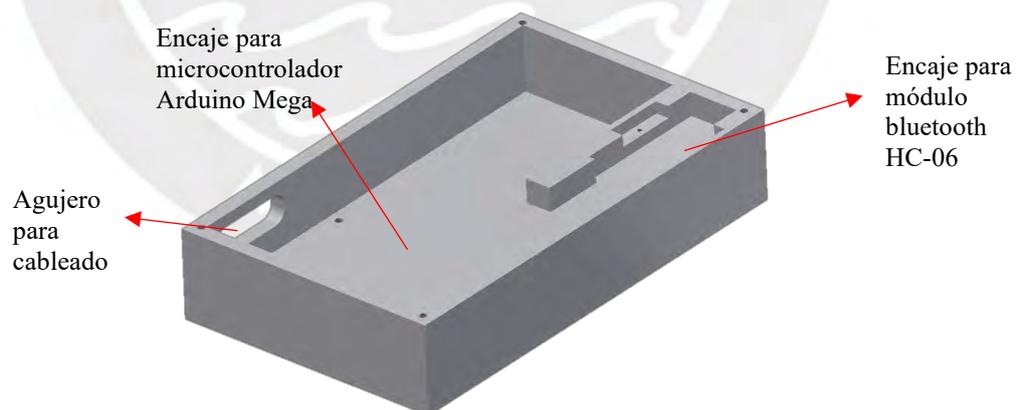


Figura 4.14. Carcasa de protección de circuito de control

Carcasa de protección de circuito de control, cubierta de carcasa: Luego de haber asegurado los componentes del circuito de control se procede a cubrir la carcasa con una cubierta para aislar y proteger del exterior. Se consideró en el diseño ranuras de protección

a la altura del microprocesador para contribuir a su ventilación. Se muestra en la Figura 4.15.

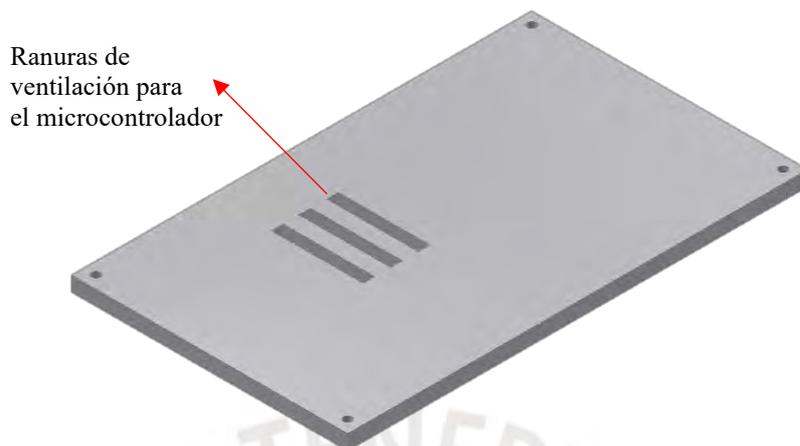


Figura 4.15. Cubierta de carcasa base de circuito de control

Carcasa de protección de circuito de control, ensamble de componentes: Análogamente a la carcasa de potencia, las uniones se realizan a través de tornillos ISO 7045 M3 x 10 mm para uniones entre cubierta y carcasa; y M2.5 x 6 mm para uniones entre componentes y carcasa base. Se muestra finalmente imágenes del ensamble completo de la carcasa de protección del circuito de control en la Figura 4.16.

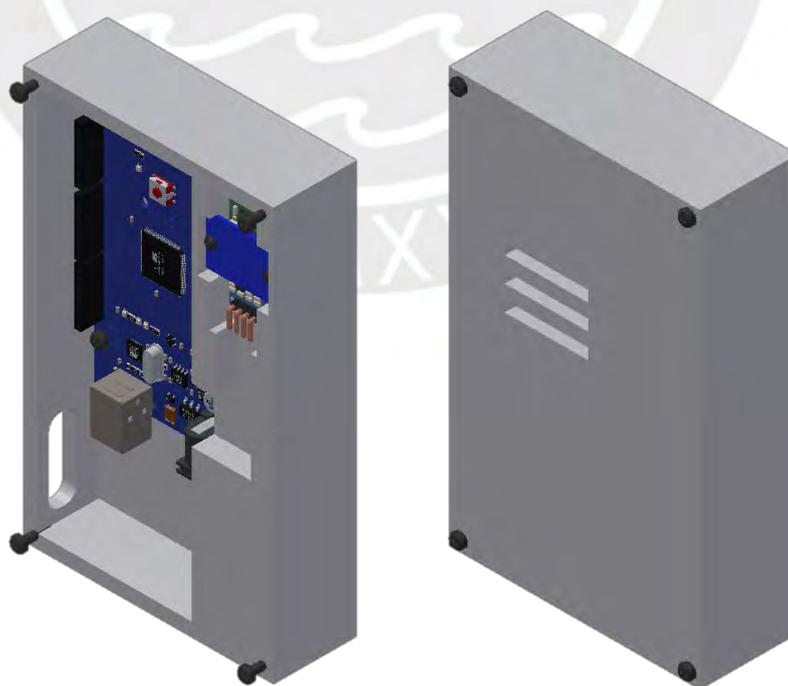


Figura 4.16. Carcasa de protección de circuito de control

Carcasa de protección de circuito de control, tarjeta PCB: De manera análoga, se diseñó una tarjeta PCB para el circuito de control. Las conexiones y la representación de la misma se visualizan en la Figura 4.17 y Figura 4.18 respectivamente.

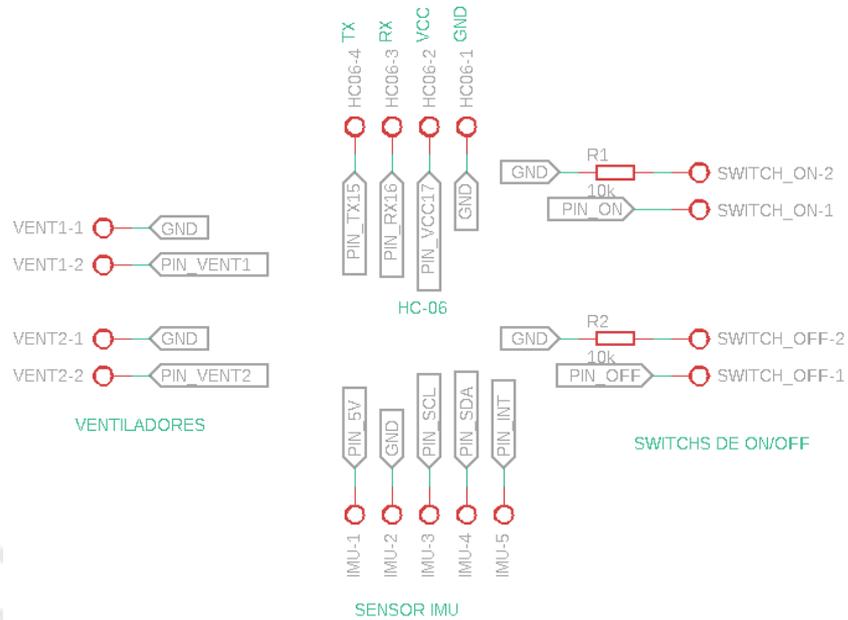


Figura 4.17. Carcasa de protección de circuito de control

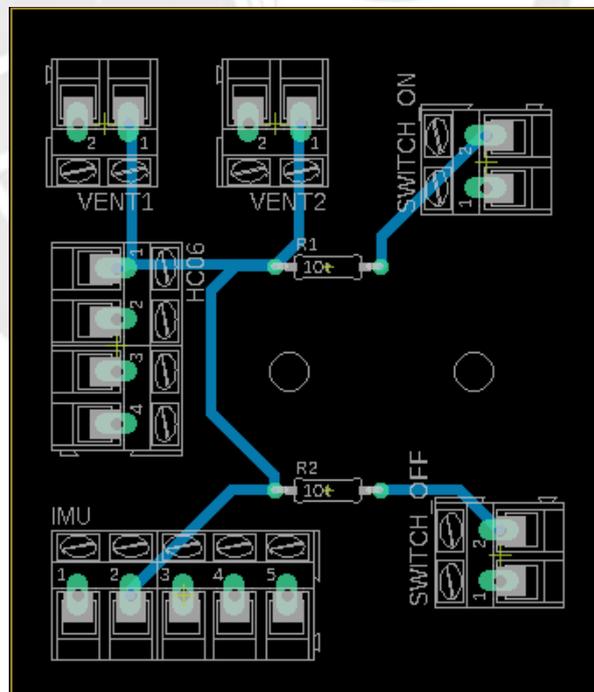


Figura 4.18. Representación de tarjeta de circuito de control

CAPÍTULO 5

DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

En el presente capítulo, habiendo ya descrito todos los componentes del sistema, se presenta la integración del sistema sobre el usuario. Asimismo, se presenta la relación de planos de despiece y ensamble correspondientes al dispositivo y a las carcasas de protección de los módulos del sistema de control, de potencia y pulsadores respectivamente. Finalmente, se realiza la estimación de costos para la implementación del dispositivo diseñado, considerando los costos por componentes, fabricación y mano de obra requerida.

5.1 Integración completa de sistema

El dispositivo de asistencia y las carcasas de protección de los componentes electrónicos son adheridos al paciente a través de un chaleco lastrado de material codra (soporta hasta 20 kg), condicionado previamente para que los componentes sean acoplados a él. Con fines de diseño y de tener una mejor visualización, no se incluye en el modelado las correas de sujeción del chaleco ni el compartimento donde será depositada la batería. Cabe mencionar que se utilizaron medidas antropométricas promedio de peruanos presentados en la sección 3.2.2 y medidas tomadas de manera empírica de un modelo de chaleco comercial.⁴⁴ Las dimensiones generales del chaleco se muestran en las Figuras 5.1 y 5.2 donde se indica los puntos de acople con el dispositivo. En el Anexo B: Planos se puede ubicar mayor detalle sobre las dimensiones del mismo. En las Figura 5.3 – 5.5 se

⁴⁴ Fuente: <https://www.facebook.com/marketplace/item/990984591421027> Fecha de acceso y compra: 26-10-2020

visualizan los componentes integrados del dispositivo y finalmente en la Figura 5.6 una vista posterior mostrando la funda que cubrirá los actuadores.

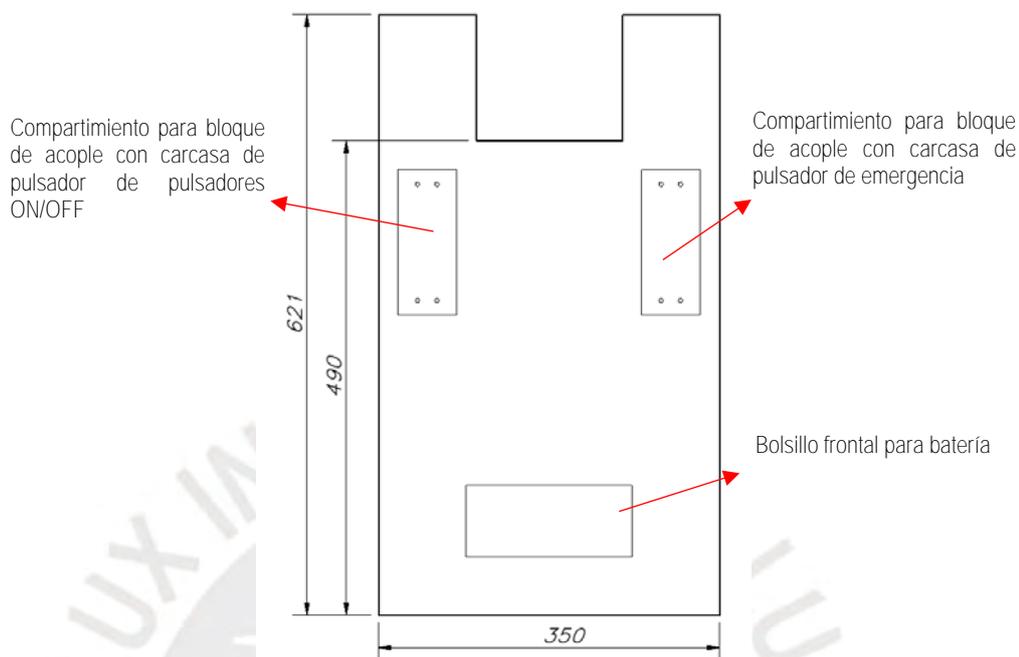


Figura 5.1 Chaleco lastrado vista frontal

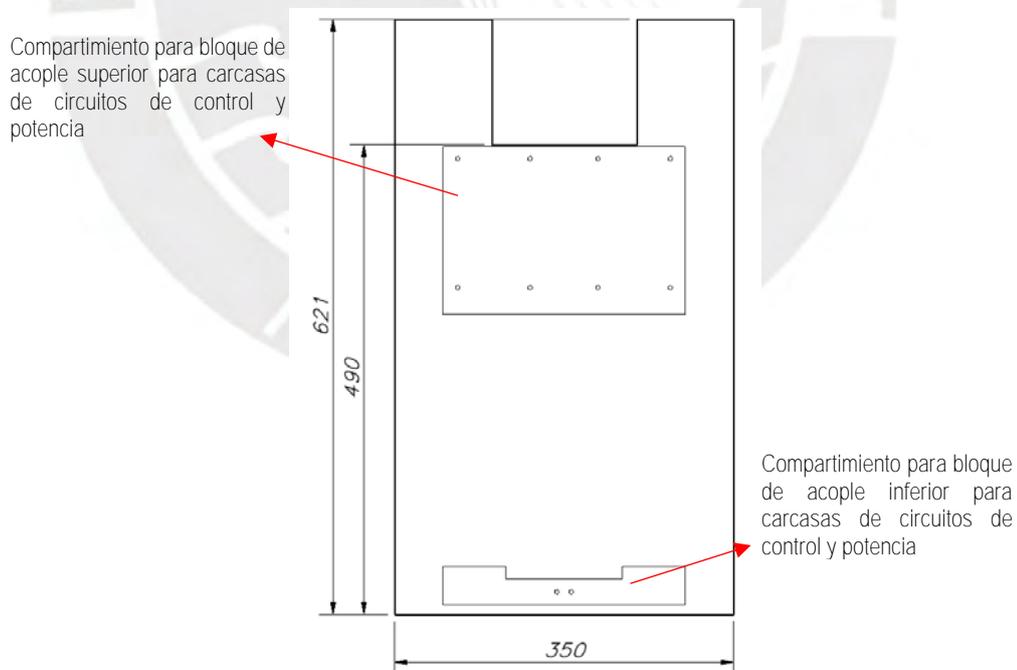


Figura 5.2 Chaleco lastrado vista posterior

A continuación, en las figuras 5.3, 5.4 y 5.5, se presentan imágenes representativas del paciente con el dispositivo de asistencia lumbar modelado con las dimensiones mostradas y demás consideraciones de diseño.

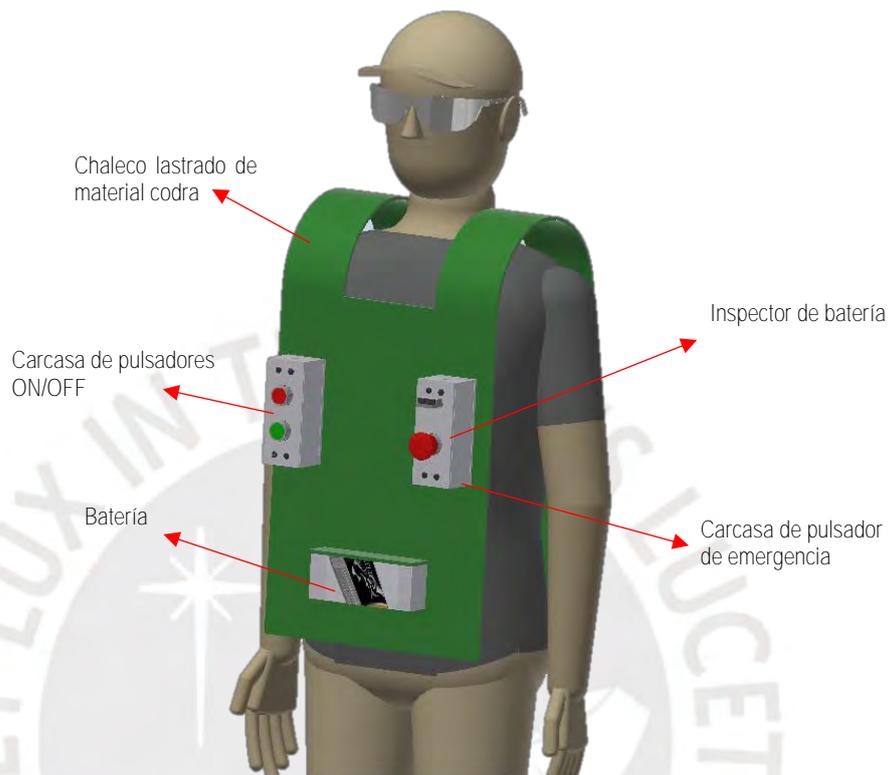


Figura 5.3 Integración de sistema

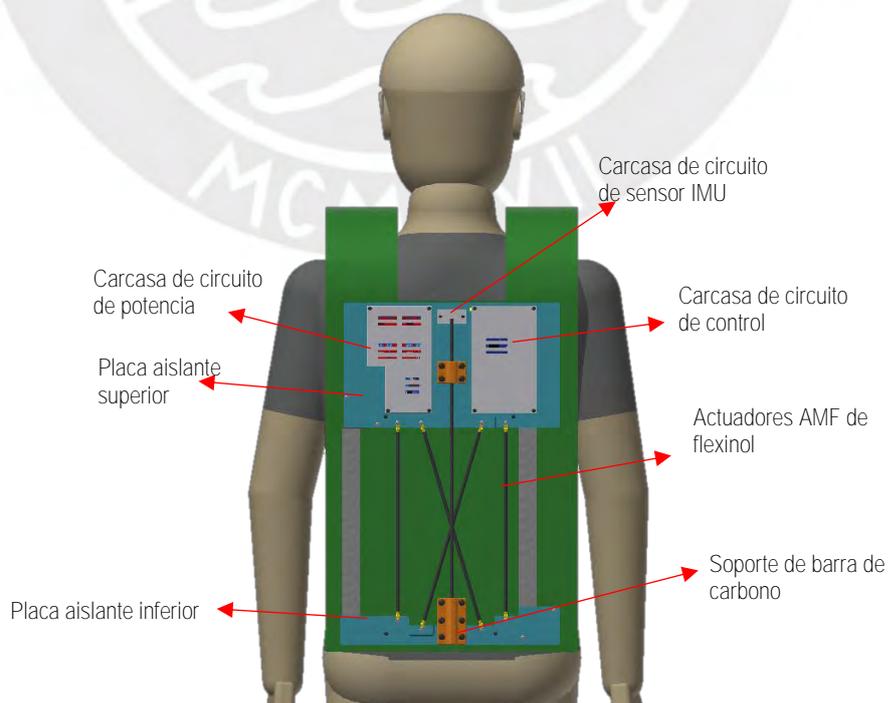


Figura 5.4 Integración de sistema, vista posterior

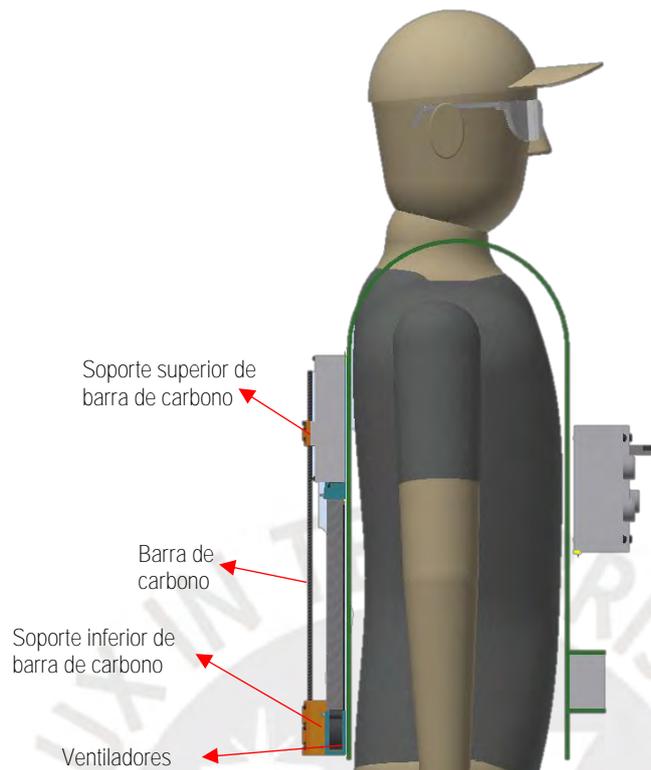


Figura 5.5 Integración de sistema, vista lateral.



Figura 5.6 Integración de sistema con funda de material codra

5.2 Planos

El diseño del dispositivo y las carcasas de protección cuentan con planos de despiece, ensamble y de conexiones electrónicas, los cuales presentarán a detalle el dimensionamiento de las piezas correspondientes y mostrarán los acoples diseñados para el proceso de ensamble. En la Tabla 5.1 se presenta la relación de planos de despiece y ensamble diseñados, los cuales podrán ser encontrados mediante su código de identificación en el Anexo D. La codificación presentada indica la numeración general del plano en los primeros dos dígitos, luego el formato de plano y finalmente la numeración específica de plano. Se explica la nomenclatura con los siguientes ejemplos:

Ejemplo 1: Plano 01-A1-E01,

donde: 01: Número de plano

A1: Tamaño de hoja A1

E01: Primer plano de ensamble

Ejemplo 2: Plano 05-A0-D01,

donde: 01: Número de plano

A0: Tamaño de hoja A0

D01: Primer plano de despiece

Ejemplo 3: Plano 12-A3-EL01,

donde: 12: Número de plano

A3: Tamaño de hoja A3

EL01: Primer plano de conexiones electrónicas

Tabla 5.1 Codificación de planos de diseño

Número	Nombre	Código de identificación
1	Ensamble general	01-A1-E01
2	Sub – ensamble arreglo posterior	02-A1-E02
3	Sub - ensamble de actuadores	03-A1-E03
4	Sub – ensamble de carcasas	04-A1-E04
5	Sub – ensamble de compartimentos frontales	05-A1-E05
6	Componentes de ensamble de actuadores	06-A0-D01
7	Carcaza de potencia	07-A0-D02
8	Carcaza de control	08-A0-D03
9	Componentes de compartimentos frontales	09-A0-D04
10	Componentes de sistema de ventilación	10-A0-D05
11	Chaleco y funda de material lastrado	11-A1-D05
12	Diagrama esquemático de conexiones	12-A3-EL01

5.3 Estimación de costos

La estimación considera los costos de diseño y de fabricación del dispositivo. En el caso de fabricación se consideran los costos de compra de materiales, servicios de manufactura y ensamble, así como los costos por imprevistos y logísticos en compras y servicios.

5.3.1 Costo de diseño del dispositivo

El costo de diseño considera el tiempo y esfuerzo invertido en desarrollar el diseño total del mecanismo desde su conceptualización inicial. De este modo, se determina el tiempo de diseño total para el dispositivo en 200 horas llevado a cabo por un asistente de ingeniería, dentro de las cuales se tiene el proceso de supervisión que abarca la cuarta parte del tiempo estimado para el asistente. El costo por hora es considerado en S/.50 para el asistente y S/. 100 para el supervisor. El costo total de diseño se muestra en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2 Costos de diseño

	Costo por hora (S/.)	Tiempo de diseño (horas)	Honorarios (S/.)
Asistente	45	200	9,000.00
Supervisor	100	50	5,000.00
		Total	14,000.00

5.3.2 Costo de fabricación del dispositivo

Comprende los costos de adquisición de componentes (productos terminados y materia prima), de servicios de manufactura de componentes, de servicios de ensamble, de imprevistos y logística para la ejecución de las compras o servicios. Los costos referenciales se muestran en el Anexo D.

Costo de adquisición de materiales y componentes: Este apartado presenta un costo estimado de los productos comerciales utilizados en el desarrollo del dispositivo. El costo de IGV se incluyó en los componentes de manera individual. Se menciona también que para el cálculo del presupuesto se consideró un incremento del 60% en los componentes que deben ser importados con una tasa de cambio de dólar de 3.65 que fue la tasa promedio

cuando se inició este documento. Los costos y componentes se muestran en la Tabla 5.3. El costo total por la adquisición de materiales se estima en aproximadamente S/ 2050.

Tabla 5.3 Costos de materiales y componentes

Componente	Cantidad	Precio unitario (S/.)	Disponibilidad	Costo (S/.)
Driver Mosfet IRF520	4	6.00	Local	24.00
Optoacoplador 4n25	1	1.92	Local	1.92
Pulsadores de encendido y apagado	2	0.40	Local	0.80
Pulsador de emergencia genérico de 22 mm	1	2.00	Local	2.00
Sensor IMU MPU6050	1	15.00	Local	15.00
Ventiladores de 45X45X10 mm	2	12.00	Local	24.00
Módulo bluetooth HC – 06	1	20.00	Local	20.00
Microcontrolador Arduino Mega	1	70.00	Local	70.00
Batería 10000 mAh RB-10	1	591.44	Importado	946.30
Cargador ICQUANZX 8414773322719	1	238.64	Importado	248.13
Protector de baterías B-Charging-Safeguard-6S Tattu	1	102.86	Importado	169.46
Chaleco lastrado	1	80.00	Local	80.00
Inspector de batería LiPo	1	9.86	Importado	9.86
Barras de Flexinol	2 m	62.05	Importado	124.10
Sujetadores de cobre para barras de Flexinol	4	15.00	Local	60.00
Viga de fibra de carbono XR-05	1 m	24.02	Importado	24.02
Ductos flexibles de ventilación de aluminio	2 m	6.21	Importado	12.41
Tornillo de cabeza hexagonal M5x12 / DIN EN ISO 7045 H	18	1.51	Importado	30.20
Tornillo de cabeza hexagonal M5x10 / DIN EN ISO 7045 H	8	1.51	Importado	15.07
Tornillo de cabeza hexagonal M2.5x10 / DIN EN ISO 7045 H	2	11.04	Importado	11.04
Tornillo de cabeza hexagonal M2.5x6 / DIN EN ISO 7045 H	8	9.87	Importado	9.87
Tornillo de cabeza hexagonal M2.5x5 / DIN EN ISO 7045 H	4	9.58	Importado	9.58
Tornillo de cabeza hexagonal M3x16 / DIN EN ISO 7045 H	5	23.30	Importado	23.30
Tornillo de cabeza hexagonal M3x10 / DIN EN ISO 7045 H	8	12.21	Importado	12.21
Tornillo de cabeza hexagonal M3x8 / DIN EN ISO 7045 H	2	11.33	Importado	11.33
Tornillo de cabeza hexagonal M2x4 / DIN EN ISO 7045 H	2	8.12	Importado	8.12
Tuerca hexagonal M3 / DIN 934	13	5.84	Importado	5.84
Tornillo avellanado - M3x30 ASME/ANSI B18.3.5M	4	26.68	Importado	26.68
Tornillo avellanado - M3x14 ASME/ANSI B18.3.5M	2	18.48	Importado	18.48
Tornillo avellanado - M3x12 ASME/ANSI B18.3.5M	14	17.31	Importado	17.31
Tornillo avellanado - M3x8 ASME/ANSI B18.3.5M	6	11.11	Importado	11.11
Tornillo avellanado - M3x6 ASME/ANSI B18.3.5M	10	5.62	Importado	5.62
Sub Total				2047.46

Nota: El costo de los tornillos en los cuales el monto del precio unitario coincide al costo corresponde a lotes de 50 unidades.

Costo de servicios por manufactura: En la estimación de costos de piezas manufacturadas por impresión 3D se realizó una aproximación teórica respecto a trabajos previos realizado en la PUCP. Esto debido a que la coyuntura actual de la pandemia por COVID-19 ha reducido sustancialmente los servicios en impresión 3D, con lo cual se tienen dificultades de obtener cotizaciones. En este proceso se utilizó el software Ultimaker Cura con el fin de estimar el tiempo de impresión, y con ello encontrar el costo aproximado de impresión

de cada componente. Entonces, considerando un costo de impresión proporcional al propuesto por Abarca en su tesis de maestría [Abarca, 2019] y una inflación del 2% anual, se obtiene un costo por hora de impresión de S/. 14.27. Los datos mostrados en la Tabla 5.4 se lograron ejecutando la segmentación por cada elemento del diseño para estimar el tiempo de impresión y con ello el costo estimado de su fabricación. El material utilizado para todas las piezas es ABS, y su costo está incluido en el costo de la manufactura. El costo total de la manufactura se estima en aproximadamente S/ 1,707.

Tabla 5.4 Costos por impresión 3D

Elemento	Tiempo de impresión (h)	Cantidad	Costo (S/.)
Placa aislante superior	12.9	1	184.08
Placa aislante inferior	3.4	1	48.52
Acople para ventiladores	0.7	2	9.99
Soporte superior 1 de barra de carbono	3.2	1	45.66
Soporte superior 2 de barra de carbono	0.8	1	11.42
Soporte inferior 1 de barra de carbono	4.9	1	69.92
Soporte inferior 2 de barra de carbono	1.5	1	21.41
Carcasa de sensor IMU	1.4	1	19.98
Tapa de carcasa de sensor IMU	0.5	1	7.14
Carcasa de potencia	17.9	1	255.43
Tapa de carcasa de potencia	5.9	1	84.19
Carcasa de control	15.1	1	215.48
Tapa de carcasa de control	5.3	1	75.63
Compartimiento on-off	18	1	256.86
Tapa de compartimiento on-off	2.7	1	38.53
Compartimiento de emergencia	18	1	256.86
Tapa de compartimiento de emergencia	3.9	1	55.65
Acople entre chalecos y compartimientos	3.5	2	49.95
Sub Total			1,706.70

Por otro lado, se cuenta con un estimado provisto para la fabricación de la tarjeta electrónica y soldado de componentes basado en una investigación anterior [Callupe, 2019] aplicando un 15% de sobre costo por cada tarjeta necesaria para el presente y un 5% de margen de seguridad.

Tabla 5.5 Costos por manufactura de tarjetas electrónicas

Descripción	Subtotal (S/.)
Fabricación y soldado de componentes en tarjeta electrónica (1) ⁴⁵	40.41
Margen de seguridad (2) ⁴⁶	2.02
Subtotal	84.86

⁴⁵ Costo estimado para una de las dos tarjetas electrónicas del dispositivo. El subtotal se estima considerando dos unidades.

⁴⁶ Margen correspondiente a una de las dos tarjetas electrónicas del dispositivo

Por lo expuesto, el costo total de la manufactura se estima en aproximadamente S/ 1,770.

Costo de servicio por ensamble: Este costo propuesto de S/. 600, y mostrado en la Tabla 5.6, comprende los honorarios que recibiría un técnico en el proceso de acondicionamiento de dimensiones y acabado superficial de piezas obtenidas por impresión 3D y ensamble, considerando un costo por unidades de dispositivos ensamblados.

Tabla 5.6 Costo de ensamble

	Costo por unidad (S/.)	Cantidad	Honorarios (S./)
Ensamble total	S/. 600	1	600.00

Costo por imprevistos y logísticos: Se considera también un 15% respecto al costo total de manufactura y un 10% respecto al costo total de componentes como margen de seguridad para imprevistos y logísticos de para ejecución de compras. Ambos montos hacen el total de S/. 446.97, lo cual será redondeado a S/. 450.

Costo total de la fabricación del dispositivo: El costo total presentado en la Tabla 5.7 contempla los costos de adquisición de componentes, manufactura, ensamble, imprevistos y gastos logísticos para ejecución de compras o servicios de manufactura. El costo total de la fabricación del dispositivo se estima en aproximadamente S/. 4889.02 el cual se redondea a S/.4900.

Tabla 5.7 Costo estimado para la fabricación del dispositivo

Concepto	Costo (S/)
Costo de adquisición de materiales	2047.46
Costo de servicios de manufactura	1791.56
Costo de servicios de ensamble	600.00
Costo global por imprevistos y logísticos	450.00
Total	4889.02

En relación a lo expuesto, se obtuvieron los montos estimados de S/. 14,000.00 como costo de diseño y S/.4900 como costo de fabricación. Este monto contempla la compra de componentes, el diseño, incluyendo el arreglo de actuadores *soft* que permiten la asistencia lumbar, y el servicio de fabricación de los elementos necesarios para el diseño del dispositivo, además del acondicionamiento y ensamble. Este monto resulta ser

competitivo para el inicio del desarrollo de dispositivos de asistencia dedicados a pacientes con lumbalgia; pues dado que el monto estimado de tratamiento por persona puede llegar a \$2400, la cifra de S/. 4900 como precio de costo viene a ser no sólo una oportunidad de investigación sino también de iniciar en el mercado comercial.



OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- 1) Las simplificaciones de cargas se lograron asumiendo un plano vertical de actuación de las mismas. De esta manera, se realizaron cálculos sobre la zona lumbar asumiéndola como un bloque sólido. Sin embargo, en el caso se desee precisar en las repercusiones del dispositivo a nivel específico en cada vértebra lumbar, se recomienda usar herramientas de simulación por elementos finitos para optimizar el análisis de cargas.
- 2) Una profundización del desarrollo del rubro de control del dispositivo comprendería el desarrollo del algoritmo de control multivariable. Esto se encuentra fuera del alcance del presente documento, sin embargo, es una oportunidad favorable para una futura mejora.
- 3) El tiempo alcanzado de dos horas, de duración activa de las Aleaciones de Memoria de Forma (AMF), depende directamente de los actuadores disponibles por la tecnología actual. A pesar de ser una tecnología desde los 90s, las AMF comprenden todavía un rubro de investigación y mejora.
- 4) No se realiza una implementación física del dispositivo propuesto debido al contexto en el cual el presente documento es realizado. Las limitaciones en importaciones y la ausencia de entornos presenciales donde desarrollar el dispositivo hacen que la implementación del mismo se haya considerado fuera del alcance del presente documento.
- 5) Una posible mejora sería recubrir los actuadores con silicona, debido a que esto contribuiría a disminuir el tiempo de enfriamiento y también permitiría un flujo de calor más uniforme [Luchetti, 2009]. Debido a que la configuración de las AMF es particular para esta aplicación, debería de ser probado y medido de manera empírica.

CONCLUSIONES

- 1) Usando la metodología de diseño VDI 2206 se diseñó un dispositivo portable de asistencia para pacientes con diagnóstico de lumbalgia aguda con un dispositivo de al menos 2 horas de duración de baterías, logrando cumplir el objetivo principal de la presente investigación.
- 2) La propuesta de dispositivo *soft* como solución óptima en el diseño conceptual, sustentado posteriormente en el diseño mecánico y electrónico, permitió satisfacer los requerimientos cinemáticos y geométricos del dispositivo (ver sección 2.1), además de poseer una solución que puede brindar mayor comodidad en la movilidad del paciente.
- 3) La inclusión de componentes adicionales en el desarrollo del dispositivo no contemplados en la arquitectura de hardware realizada, como un Step Down Lm2596 para la alimentación del circuito de control y el protector de carga de baterías LiFePo4, se consideraron en el diseño con el fin de alcanzar un mejor funcionamiento para el dispositivo; considerando que los *step down* brindan un voltaje estable y dedicado a cada actuador y el protector extiende el tiempo de vida esperado de las baterías además de sumar seguridad al uso del dispositivo propuesto.
- 4) El costo total de diseño y fabricación de dispositivo los montos estimados de S/. 14,000 como costo de diseño y S/. 4,900 como costo de fabricación. Sin embargo, a pesar de que este excede el presupuesto inicial estimado de S/.4,500 presentado en la lista de requerimientos del dispositivo, se sigue encontrando en un margen de costo de venta sugerido. Este monto será calculado de manera posterior en base a la ganancia que se tiene por cada dispositivo y el volumen número de ventas que desea realizar un proveedor. Con ello se puede concluir que el presente diseño es viable de ser realizado visto desde el factor económico.

BIBLIOGRAFÍA

- [Abarca, 2019] Abarca Pino, V. E. (2019). Diseño de mecanismo de dedo de 2 grados de libertad para prótesis mioeléctrica transradial
- [Abdoli-Eramaki, 2007] Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J. M., Reid, S. A., & Bryant, T. J. (2007). Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device (PLAD). *Journal of Biomechanics*, 40(8), 1694–1700. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.09.006
- [Aguilera, 2013] Aguilera, Ana, & Herrera, Arturo (2013). Lumbalgia: una dolencia muy popular y a la vez desconocida. *Comunidad y Salud*, 11(2), 80-89. [Fecha de Consulta 19 de abril de 2020]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=3757/375740253010>
- [Arnau, 2005] Arnau, J. M., Vallano, A., Lopez, A., Pellisé, F., Delgado, M. J., & Prat, N. (2005). A critical review of guidelines for low back pain treatment. *European Spine Journal*, 15(5), 543–553. doi:10.1007/s00586-005-1027-y
- [Artus, 2010] Artus, M., van der Windt, D. A., Jordan, K. P., & Hay, E. M. (2010). Low back pain symptoms show a similar pattern of improvement following a wide range of primary care treatments: a systematic review of randomized clinical trials. *Rheumatology*, 49(12), 2346-2356.
- [Atalay, 2017] Atalay, A., Sanchez, V., Atalay, O., Vogt, D. M., Haufe, F., Wood, R. J., & Walsh, C. J. (2017). Batch Fabrication of Customizable Silicone-Textile Composite Capacitive Strain Sensors for Human Motion Tracking. *Advanced Materials Technologies*, 2(9), 1700136. doi:10.1002/admt.201700136
- [Bar-Cohen, 2004] Bar-Cohen, Y. (2004). Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles: reality, potential, and challenges (Vol. 136). SPIE press.
- [Bauer, 2010] Bauer, F. (2010). Relaxor fluorinated polymers: novel applications and recent developments. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, 17(4), 1106–1112. doi:10.1109/tdei.2010.5539681
- [Beléndez, 2002] Beléndez, T., Pérez Polo, M., & Beléndez, A. (2002). Flexión de una viga delgada en voladizo bajo la hipótesis de no linealidad geométrica.
- [Bento, 2019] Bento, T. P. F., Genebra, C. V. dos S., Maciel, N. M., Cornélio, G. P., Simeão, S. F. A. P., & Vitta, A. de. (2019). Low back pain and some associated factors: is there any difference between genders? *Brazilian Journal of Physical Therapy*. doi:10.1016/j.bjpt.2019.01.012
- [Brown, 2007] Brown, S., Krishna, M., & Friesem, T. (2007). U.S. Patent Application No. 11/728,204. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/US20070288009A1/en>
- [Callupe, 2019] Callupe, J. J. Diseño de un dispositivo para supresión de temblores de flexión-extensión en la mano. (Tesis de titulación) Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima.
- [Casado 2008] Casado Morales, M.^a Isabel, Moix Queraltó, Jenny, & Vidal Fernández, Julia. (2008). Etiología, cronificación y tratamiento del dolor lumbar. *Clínica y Salud*, 19(3), 379-392. Recuperado: 23 abril 2020, de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1130-52742008000300007&lng=es&tlng=es.
- [Castellanos, 2014] Castellanos, D. (2014). Estudio de factores de riesgo ergonómico físico en el personal administrativo de la construcción del Hospital Daniel Alcides Carrión-Pasco. (Tesis de pregrado) Universidad Técnica de Ambato, Ambato. Recuperado el 27 de abril del 2020 de: <http://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/8484>
- [Ceseracciu, 2011] Ceseracciu, L., Bisio, M., Ansaldo, A., Futaba, D. N., Hata, K., Barone, A. C., & Ricci, D. (2011). Mechanics and actuation properties of bucky gel-based electroactive polymers. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 156(2), 949–953. doi:10.1016/j.snb.2011.03.012

[Chou, 2007] Chou R, Qaseem A, Snow V, et al, for the Clinical Efficacy Assessment Subcommittee of the American College of Physicians and the American College of Physicians/American Pain Society Low Back Pain Guidelines Panel*. Diagnosis and Treatment of Low Back Pain: A Joint Clinical Practice Guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Ann Intern Med.* 2007;147:478–491. doi: <https://doi.org/10.7326/0003-4819-147-7-200710020-00006>

[Chou, 2009] Chou, R., Baisden, J., Carragee, E. J., Resnick, D. K., Shaffer, W. O., & Loeser, J. D. (2009). Surgery for Low Back Pain. *Spine*, 34(10), 1094–1109. doi:10.1097/brs.0b013e3181a105fc

[Clark, 2018] Clark, S., & Horton, R. (2018). Low back pain: a major global challenge. *The Lancet*, 391(10137), 2302. doi:10.1016/s0140-6736(18)30725-6

[Corman, 2016] Corman, J. J. Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para ayuda en la vida diaria. (Tesis de titulación) Pontificia Universidad Católica del Perú. Lima, Perú

[Diangelo, 2019] Diangelo, D. J., Hoyer, D., & Chung, C. (2019). Biomechanical evaluation of a full-length (T12-S) synthetic lumbar spine model. *MOJ Applied Bionics and Biomechanics*, 3.

[Dudkiewicz, 2016] Dudkiewicz, R., & Dudkiewicz, D. (2016). U.S. Patent Application No. 14/935,530. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/US20160051392A1/en>

[Dudkiewicz, 2017] Dudkiewicz, R., & Dudkiewicz, D. (2017). U.S. Patent Application No. 29/516,851. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/USD784544S1/en>

[Dutta, 2003] Dutta, T., & Chau, T. (n.d.). A feasibility study of flexinol as the primary actuator in a prosthetic hand. CCECE 2003 - Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering. Toward a Caring and Humane Technology (Cat. No.03CH37436). doi:10.1109/ccece.2003.1226176

[Eddiai, 2012] Eddiai, A., Meddad, M., Touhtouh, S., Hajjaji, A., Boughaleb, Y., Guyomar, D., ... Sahraoui, B. (2012). Mechanical characterization of an electrostrictive polymer for actuation and energy harvesting. *Journal of Applied Physics*, 111(12), 124115. doi:10.1063/1.4729532

[França, 2010] França, F. R., Burke, T. N., Hanada, E. S., & Marques, A. P. (2010). Segmental stabilization and muscular strengthening in chronic low back pain: a comparative study. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*, 65(10), 1013–1017. <https://doi.org/10.1590/s1807-59322010001000015>

[García, 2016] García Honorio P, Fernández Sosaya J, Zelada Lázaro J, Avalo Alvarado G, Gonzales Obando V, Wan Valdera L. Uso de terapias complementarias en el tratamiento de pacientes con lumbalgia crónica del Seguro Social de Salud. *La Libertad*, 2009. *Revista Peruana de Medicina Integrativa*.2016;1(2):27-32. <http://dx.doi.org/10.26722/rpmi.2016.12.16>

[Glücksberg, 2016] Glücksberg, A. R. (2016). Desarrollo de un dispositivo de liberación para la industria aeroespacial basado en una aleación con memoria de forma de NiTi (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Cuyo). <http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/559/1/1G1%C3%BCcksberg.pdf>

[Gordon, 2007] Gordon, L. (2007). U.S. Patent Application No. 11/444,563. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/US20070276457A1/en>

[Gudavalli, 2004] M. R. Gudavalli and J. M. Cox, "Three-dimensional force sensor based feedback device in the treatment of low back pain," *International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing*, 2004. *Proceedings of, Chennai, India, 2004*, pp. 201-205. <https://doi.org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1109/ICISIP.2004.1287652>

[Herr, 2004] Herr, H. M., & Kornbluh, R. D. (2004, July). New horizons for orthotic and prosthetic technology: artificial muscle for ambulation. In *Smart Structures and Materials 2004: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)* (Vol. 5385, pp. 1-9). International Society for Optics and Photonics.

- [Hinostroza, 2011] Hinostroza, J. (2011). Comparación del electrostretching y el estiramiento estático pasivo en el tratamiento de la contractura del cuadrado lumbar en lumbalgia mecánica en pacientes atendidos en el Hospital Central de la Fuerza Aérea del Perú (Tesis de licenciatura). Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú.
- [Huamán, 2018] Huamán, N. (2018). Riesgo disergonómico frente a posturas forzadas del profesional de enfermería durante la atención al paciente. Servicio de emergencia. Hospital regional docente. (Tesis de segunda especialidad). Universidad Nacional de Cajamarca, Cajamarca, Perú. Recuperado de: http://repositorio.unc.edu.pe/bitstream/handle/UNC/2282/T016_40357697_S.pdf?sequence=1&isAllo wed=y
- [Inose, 2017] Inose, H., Mohri, S., Arakawa, H., Okui, M., Koide, K., Yamada, Y., ... Nakamura, T. (2017). Semi-endoskeleton-type waist assist AB-wear suit equipped with compressive force reduction mechanism. 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). doi:10.1109/icra.2017.7989711
- [Jonwal, 2016] B. S. Jonwal and A. Wakankar, "Wearable system to measure lateral and flexion bending," 2016 International Conference on Automatic Control and Dynamic Optimization Techniques (ICACDOT), Pune, 2016, pp. 1085-1088. <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1109/ICACDOT.2016.7877754>
- [Kalairaj, 2019] Kalairaj, M. S., Banerjee, H., Lim, C. M., Chen, P. Y., & Ren, H. (2019). Hydrogel-matrix encapsulated Nitinol actuation with self-cooling mechanism. *RSC advances*, 9(59), 34244-34255.
- [Kingma, 2001] Kingma, I., Baten, C. T., Dolan, P., Toussaint, H. M., van Dieën, J. H., de Looze, M. P., & Adams, M. A. (2001). Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 337-345.
- [Koes 2006] Koes, B. W., van Tulder, M. W., & Thomas, S. (2006). Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ*, 332(7555), 1430–1434. doi:10.1136/bmj.332.7555.1430
- [Koopman, 2020] Koopman, A. S., Näf, M., Baltrusch, S. J., Kingma, I., Rodriguez-Guerrero, C., Babič, J., ... & van Dieën, J. H. (2020). Biomechanical evaluation of a new passive back support exoskeleton. *Journal of Biomechanics*, 109795.
- [Laschi, 2016] Laschi, C., Mazzolai, B., & Cianchetti, M. (2016). Soft robotics: Technologies and systems pushing the boundaries of robot abilities. *Science Robotics*, 1(1), 1–12
- [Lau, 2007] Lau, S., & Lam, K. S. (2007). (iv) Lumbar stabilisation techniques. *Current Orthopaedics*, 21(1), 25-39.
- [Larios, 2018] Larios-Francia, R. P., Salazar-Medina, N., Henrich-Saavedra, M., Reaño-Vera, M., & Schofield-Bonello, G. (2018). Diseño de un método para la determinación de las medidas antropométricas para ser usadas en el tallaje de la población peruana.
- [Lee, 2011] J. K. Lee, G. T. Desmoulin, A. H. Khan and E. J. Park, "A portable inertial sensing-based spinal motion measurement system for low back pain assessment," 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, 2011, pp. 4737-4740. <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1109/IEMBS.2011.6091173>
- [Lewis, 2013] Lewis, N., York, A., & Seelecke, S. (2013). Experimental characterization of self-sensing SMA actuators under controlled convective cooling. *Smart Materials and Structures*, 22(9), 094012.
- [Lizier, 2012] Lizier, Daniele Tatiane, Perez, Marcelo Vaz, & Sakata, Rioko Kimiko. (2012). Ejercicios para el tratamiento de la lumbalgia inespecífica. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 62(6), 842-846. <https://doi.org/10.1590/S0034-70942012000600008>

- [Luchetti, 2009] Luchetti, T., Zanella, A., Biasiotto, M., & Saccagno, A. (2009). Electrically Actuated Antiglare Rear-View Mirror Based on a Shape Memory Alloy Actuator. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 18(5-6), 717–724. doi:10.1007/s11665-009-9487-6
- [Martínez, 2013] Martínez, M. D. C. P., Villarreal-Ríos, E., Vargas-Daza, E. R., Martínez-González, L., & Galicia-Rodríguez, L. (2013). Costo institucional del paciente con incapacidad temporal para el trabajo por lumbalgia mecánica.[Institutional cost of the patient with temporary inability to work due to mechanical low back pain]. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 78(3), 113-119.
- [Mirza, 2007] Mirza, S. K., & Deyo, R. A. (2007). Systematic Review of Randomized Trials Comparing Lumbar Fusion Surgery to Nonoperative Care for Treatment of Chronic Back Pain. *Spine*, 32(7), 816–823. doi:10.1097/01.brs.0000259225.37454.38
- [Moreno, 2009] Moreno, L., Marin, M. M., Garrido, S., Blanco, D., & de Sistemas Informáticos, T. (2009). Materiales inteligentes: aleaciones con memoria de forma (SMA). *Revista de la Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales*.
https://www.researchgate.net/profile/Santiago_Garrido2/publication/258108524_Materiales_inteligentes_aleaciones_con_memoria_de_forma_SMA/links/0c960526faa2a2033400000/Materiales-inteligentes-aleaciones-con-memoria-de-forma-SMA.pdf
- [Morgado, 2007] Morgado, P. L., Lantada, A. D., Yustos, H. L., García, J. M., Otero, J. E., Guijosa, J. M. M., ... & Herranz, R. G. DISPOSITIVOS MÉDICOS BASADOS EN EL EMPLEO DE POLÍMEROS ELECTROACTIVOS.
- [Näf, 2001] M. B. Näf, L. De Rijcke, C. R. Guerrero, M. Millard, B. Vanderborgh and D. Lefebber, "Towards low back support with a passive biomimetic exo-spine," 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, 2017, pp. 1165-1170. <https://doi-org.ezproxybib.pucp.edu.pe/10.1109/ICORR.2017.8009407>
- [Newcomer, 2001] Newcomer, K., Laskowski, E. R., Yu, B., Johnson, J. C., & An, K.-N. (2001). The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(7), 906–910. doi:10.1053/apmr.2001.23281
- [OMS, 2019] Organización Mundial de la Salud. Bull World Health Organ (6 de junio del 2019, 97:423–433) Care for low back pain: can health systems deliver? Recuperado de: <https://www.who.int/bulletin/volumes/97/6/18-226050-ab/es/>
 doi: <http://dx.doi.org/10.2471/BLT.18.226050>
- [Onofre, 2017] Onofre, E. (2017). Aplicación de la Técnica Estabilidad Central en pacientes con lumbalgia mecánica que acuden al Centro Medicina Física y Rehabilitación del Hospital del Día Norte – Tarqui de la ciudad de Guayaquil. (Tesis de pregrado) Universidad Católica Santiago de Guayaquil, Guayaquil. Recuperado el 27 de abril del 2020 de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/9316>
- [Ozel, 2016] Ozel, S., Skorina, E. H., Luo, M., Tao, W., Chen, F., Pan, Y., & Onal, C. D. (2016, May). A composite soft bending actuation module with integrated curvature sensing. In 2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) (pp. 4963-4968). IEEE.
- [Panjabi, 2003] Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13(4), 371-379.
- [Patel, 2011] Patel, K. (2011). Force Analysis of Human Lumbar Spine Using a Forward Kinematics Model. (Tesis de Maestría). Ryerson University
- [Patwardhan, 2003] Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Carandang, G., Simonds, J., Voronov, L. I., Ghanayem, A. J., Paxinos, O. (2003). Effect of compressive follower preload on the flexion–extension response of the human lumbar spine. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(3), 540–546. doi:10.1016/s0736-0266(02)00202-4

[Peydro, 2011] Peydro, M. F., López, J., Cortés, A., Vivas, M. J., Garrido, J. D., & Tortosa, L. (2011). Análisis cinético y cinemático del gesto «levantarse de una silla» en pacientes con lumbalgias. *Rehabilitación*, 45(2), 99–105. doi:10.1016/j.rh.2011.01.001

[Pleguezuelos, 2010] Pleguezuelos Cobo, E., García-Alsina, J., & Ortiz Fandiño, J. (2010). Análisis tridimensional del movimiento de la columna lumbar en sujetos normales y pacientes con lumbalgia crónica. *Rehabilitación*, 44(4), 298–303. doi:10.1016/j.rh.2010.07.003

[Plihon, 2014] Plihon, A., Fischer, V., Dos Santos, F. D., & Gwoziecki, R. (2014, April). Printed actuators made with electroactive polymers on flexible substrates. In *The 9th IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS)* (pp. 68-71). IEEE.

[Polygerinos, 2015] Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K. C., Wood, R. J., & Walsh, C. J. (2015). Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 135–143. doi:10.1016/j.robot.2014.08.014

[Schmidt, 2020] Schmidt, A. M., Schiøttz-Christensen, B., Foster, N. E., Laurberg, T. B., & Maribo, T. (2020). The effect of an integrated multidisciplinary rehabilitation programme alternating inpatient interventions with home-based activities for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 34(3), 382–393. <https://doi.org/10.1177/0269215519897968>

[Shealy, 2000] Shealy, C. N., Becerra, C., Medeiros, J., & Martin, C. (2000). U.S. Patent No. 6,152,950. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/US6152950A/en>

[Soto, 2015] Soto-Padilla, M., Espinosa-Mendoza, R. L., Sandoval-García, J. P., & Gómez-García, F. (2015). Frecuencia de lumbalgia y su tratamiento en un hospital privado de la Ciudad de México. *Acta ortopédica mexicana*, 29(1), 40-45.

[Stanton, 2010] Stanton, T.R., Latimer, J., Maher, C.G. et al. How do we define the condition 'recurrent low back pain'? A systematic review. *Eur Spine J* 19, 533–539 (2010). <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1214-3>

[Tamura, 2014] Tamura, T. (2014). Wearable Inertial Sensors and Their Applications. *Wearable Sensors*, 85–104. doi:10.1016/b978-0-12-418662-0.00024-6

[Taylor, 2003] Taylor, W. J. (2003). U.S. Patent No. 6,589,143. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office. Obtenido de <https://patents.google.com/patent/US6589143B2/en>

[Tribuzi, 2019] Tribuzi, S. (2011). Development of a Biomechanical Spine Model for Dynamic Analysis. (Tesis de Maestría) Universidad del Miño, Braga, Portugal. Recuperado el 30 de julio del 2020 de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/3317/9316/1/T-UCSG-PRE-MEDTERA-117.pdf>

[Zarete, 2019] Zarate, D. (2019). Técnica de fortalecimiento de la estabilidad central en lumbalgia mecánica, Centro de terapia Stabilizer 2019. (Tesis de licenciatura) Universidad Nacional Federico Villareal, Lima, Perú. Recuperado el 27 de abril del 2020 de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/3317/9316/1/T-UCSG-PRE-MEDTERA-117.pdf>

[Zhang, 2014] Zhang, H. (2014). Design of a passive exoskeleton spine. (Tesis de maestría) Universidad de Massachusetts Amherst

ANEXO A

Test de Core

	VARIABLE 1 TEST RESISTENCIA DE FLEXORES	VARIABLE 2 TEST PUENTE EN PRONO	VARIABLE 3 TEST BIRD DOG	VARIABLE 4 TEST COORDINACION LUMBOPELVICA	VARIABLE 5 TEST PUENTE LATERAL	VARIABLE TEST RITMOS DE ROTACION LUMBOPELVICA	TIEMPO
MALO	El paciente no puede realizar el ejercicio de flexionar el tronco hasta 45 en la posición de decúbito dorsal, con las piernas en 20 de flexión. No puede realizar anteversión	El paciente logra conseguir la posición indicada con mucha dificultad, y se evidencia movimientos compensatorios de cintura escapular y pélvica	El paciente no es capaz de mantener la posición y pierde la estabilidad o la consigue con mucha dificultad y sin precisión	Al iniciar la extensión de caderas existe compensación mediante la acción isométrica de los erectores de columna	El paciente logra conseguir la posición indicada con mucha dificultad, y se evidencia movimientos compensatorios de cintura escapular y pélvica.	El paciente no puede realizar el ejercicio de flexionar el tronco hasta 45 en la posición de decúbito dorsal, con las piernas en 20 de flexión o lo realiza con mucha dificultad	0 - 10 segundos
REGULAR	Hace flexión de tronco hasta 45 en la posición de decúbito dorsal, con las piernas en 20 de flexión, existe compensación con flexión de cadera, activación de isquiotibiales y cintura escapular.	El paciente consigue la posición indicado sin mucha dificultad, y existe mínima compensación de pelvis	Mantiene la posición sin extensión total de miembros superiores e inferiores, pierde la estabilidad	Hace una contracción isométrica de los erectores de la columna extensores de la cadera simultáneamente	El paciente consigue la posición indicado sin mucha dificultad, y existe mínima compensación de pelvis	El paciente consigue la posición indicado sin mucha dificultad, y existe mínima compensación de pelvis	10 - 20 segundos
BUENO	Hace la flexión de tronco hasta 45 en la posición decúbito dorsal con las piernas a 20 de flexión sin reclutar la cadera ni activar los isquiotibiales	Consigue la posición indicada de inmediato y se mantiene estable	Mantiene la posición indicada con estabilidad, activación coordinada de miembros superiores e inferiores	Activa los extensores de la cadera antes que los erectores de la columna. No utiliza estos últimos como anclaje para ejecutar el movimiento	Consigue la posición indicada de inmediato y se mantiene estable	Hace la flexión de tronco hasta 45 en la posición decúbito dorsal con las piernas a 20 de flexión no existen movimientos compensatorios, el movimiento es coordinado y estable.	20 - 30 segundos

ANEXO B

Matriz morfológica

A continuación, en las tablas 2.6 a 2.11 se presenta la matriz morfológica con las alternativas de solución clasificadas por subsistema para cada función parcial a través de las cuales se obtienen tres soluciones diferentes identificadas por colores.

Tabla B.1 Matriz morfológica de subsistema de usuario

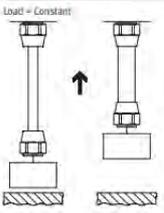
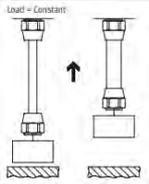
Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Colocar/retirar dispositivo de usuario	 De manera independiente	 Con asistencia de un terapeuta	
Asegurar dispositivo en usuario	 Cinturón con hebilla	 Faja con tirantes y adhesivos	 Cinturón automático
Brindar soporte a la zona lumbar en flexión y extensión hacia derecha e izquierda	 Actuador neumático	 Polímero electroactivo	 Aleación con memoria deformable
Brindar soporte a la zona lumbar en flexión y extensión hacia adelante y atrás	 Polímero electroactivo	 Aleación con memoria deformable	 Actuador neumático



Tabla B.2 Matriz morfológica de subsistema de actuación

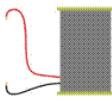
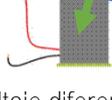
Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Accionar mecanismo de flexión y extensión de dispositivo hacia derecha e izquierda	 Bomba de aire	 Voltaje diferencial	 Generador de señal de corriente
Accionar mecanismo de flexión y extensión de dispositivo hacia atrás y adelante	 Bomba de aire	 Voltaje diferencial	 Generador de señal de corriente





Tabla B.3 Matriz morfológica de subsistema de información

Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Controlar la interfaz de usuario	 Microcontrolador		 PLC
Verificar carga de la batería			
Controlar mecanismo de movimiento hacia atrás y adelante			
Controlar mecanismo de movimiento hacia derecha e izquierda			





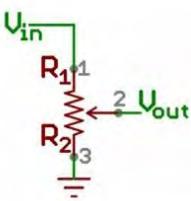
Tabla B.4 Matriz morfológica de subsistema de interacción con el usuario

Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Ingresar parámetros de movimiento	 Interfaz hombre - máquina (HMI)	 Smartphone	 Tablet
Mostrar interfaz de usuario			





Tabla B.5 Matriz morfológica del subsistema de energía

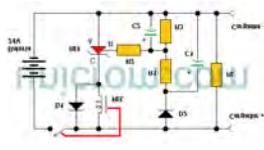
Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Acondicionar energía para batería	 <p>Cargador de baterías de ion litio</p>	 <p>Cargador de baterías de ácido plomo</p>	 <p>Cargador de baterías de grafeno</p>
Almacenar energía eléctrica	 <p>Batería de ion litio</p>	 <p>Batería ácido plomo AGM</p>	 <p>Batería de grafeno</p>
Encender y apagar dispositivo	 <p>Switch on – off</p>	 <p>Botón pulsador</p>	 <p>Perilla on - off</p>
Acondicionar energía eléctrica para su uso en subsistemas de actuación /medición/ información	 <p>Regulador de voltaje integrado</p>	 <p>Dispositivo integrado step up – down</p>	 <p>Circuito divisor de voltaje</p>

S1

S3

S2

Tabla B.6 Matriz morfológica de subsistema de medición

Función	Alternativas de solución		
	Elemento 1	Elemento 2	Elemento 3
Medir nivel restante de batería	 <p>Módulo detector de carga de batería</p>	 <p>Circuito detector de carga de baterías</p>	 <p>Medidor de voltaje</p>
Medir posición de flexión y extensión hacia derecha e izquierda	 <p>Sensor de flexión resistivo</p>	 <p>Giroscopio</p>	 <p>Sensor IMU</p>
Medir posición de flexión y extensión hacia atrás y adelante			
Medir velocidad de flexión y extensión hacia derecha e izquierda			
Medir velocidad de flexión y extensión hacia atrás y adelante			

S2

S3

S1

ANEXO C

Conceptos de solución y evaluación técnica - económica

Utilizando la matriz morfológica con los elementos de solución para cada función, se determinaron 3 conceptos de solución, los cuales serán descritos en las siguientes líneas.

Solución 1

La solución 1 se muestra en las figuras 2.3 a 2.5. El sistema consiste en un dispositivo basado en una faja ajustable con tirantes y bandas adhesivas. Tiene un *switch* de encendido en la tirante derecha y un indicador de nivel de batería en la tirante izquierda. El dispositivo brinda asistencia hacia adelante y atrás variando el nivel de rigidez una aleación con memoria de forma que se extiende desde el inicio de la columna del usuario hasta la parte posterior de los muslos. De este modo, cuando el material es más rígido, el movimiento hacia adelante y atrás se encuentra más restringido.

En cuanto a la asistencia de movimientos laterales, se cuenta con dos actuadores neumáticos ubicados desde la altura de la fosa ilíaca hacia debajo de la unión de los brazos del usuario. Los mismos son accionados por bombas de aire colocadas a ambos lados de la faja, logrando así una solución simétrica e igual distribución de cargas sobre el usuario. Los parámetros para regular la rigidez de la aleación de memoria de forma y resistencia de los actuadores neumáticos del dispositivo se ingresan desde un software de aplicativo móvil a través de un *smartphone*.

Respecto al sensado de movimiento, se utiliza un sensor *IMU*, anexado en la parte posterior por encima del módulo de control. Este último contiene de forma aislada el controlador Arduino para el control del sistema y envío de señales a actuadores y el generador de corriente para inducir variaciones de rigidez en la aleación de memoria de forma.

El usuario es capaz de colocarse el dispositivo de manera independiente, lo que, sumado a las baterías de ión litio incorporadas en el mismo, brindan al paciente una solución portable y fácil de usar.

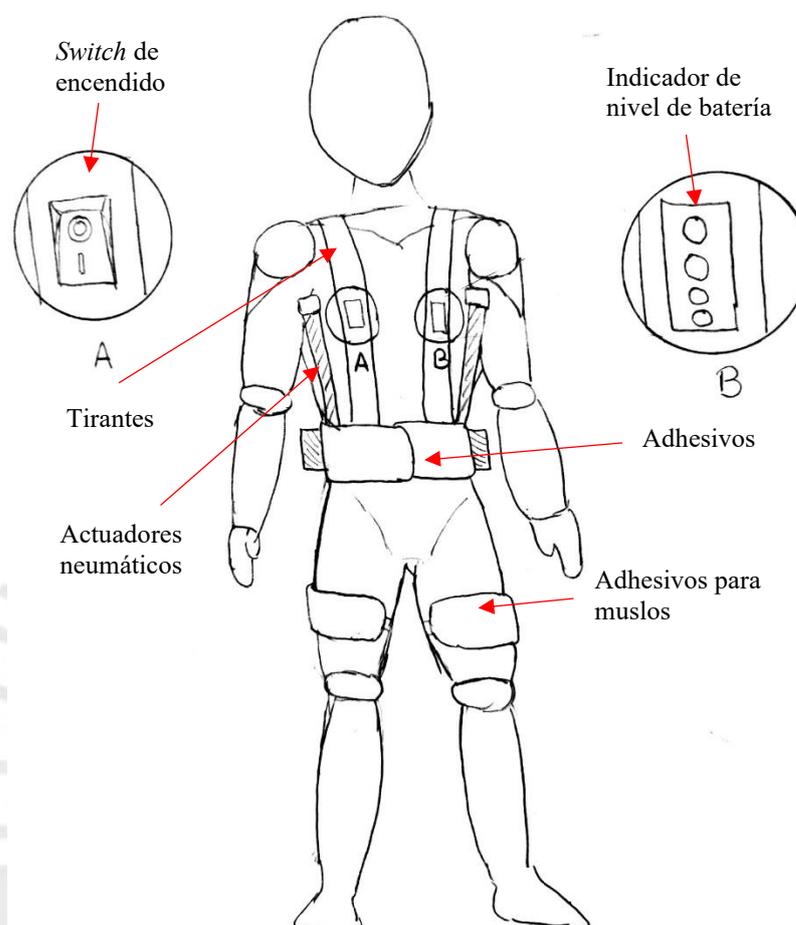


Figura C.1 Vista frontal de solución 1. Los tirantes, actuadores neumáticos y adhesivos para muslos tienen distribución simétrica

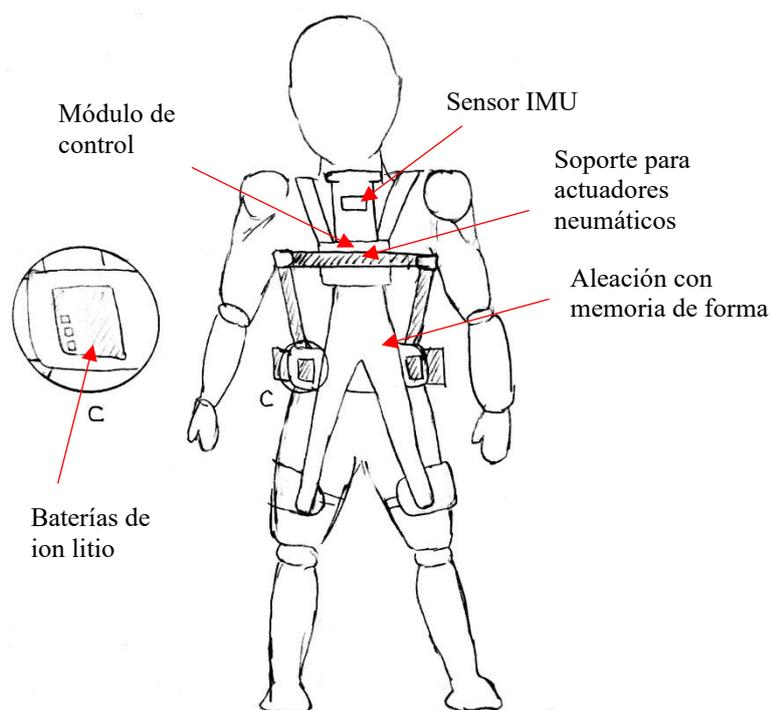


Figura C.2 Vista posterior de solución 1. Distribución simétrica de baterías de ion litio

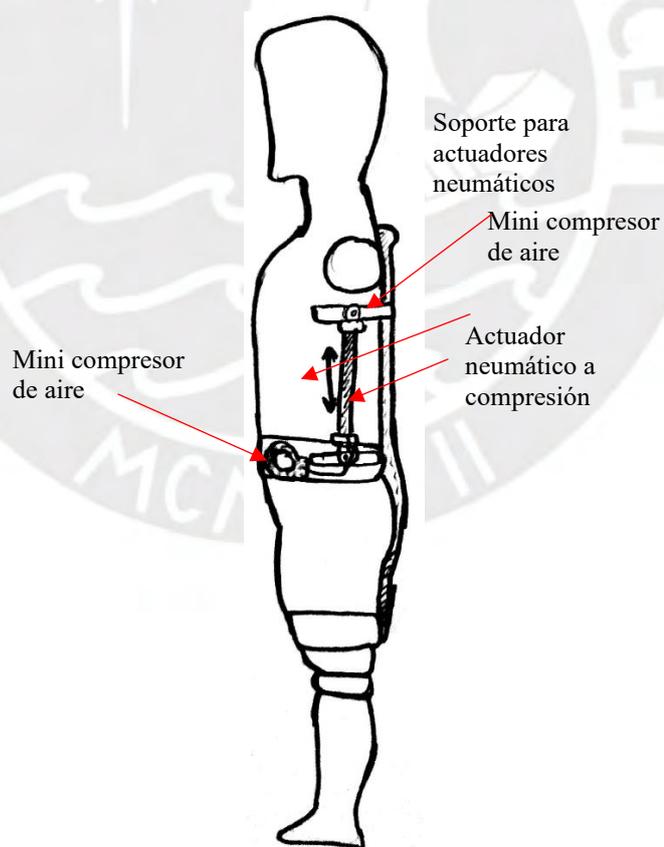


Figura C.3 Vista lateral de solución 1

Solución 2

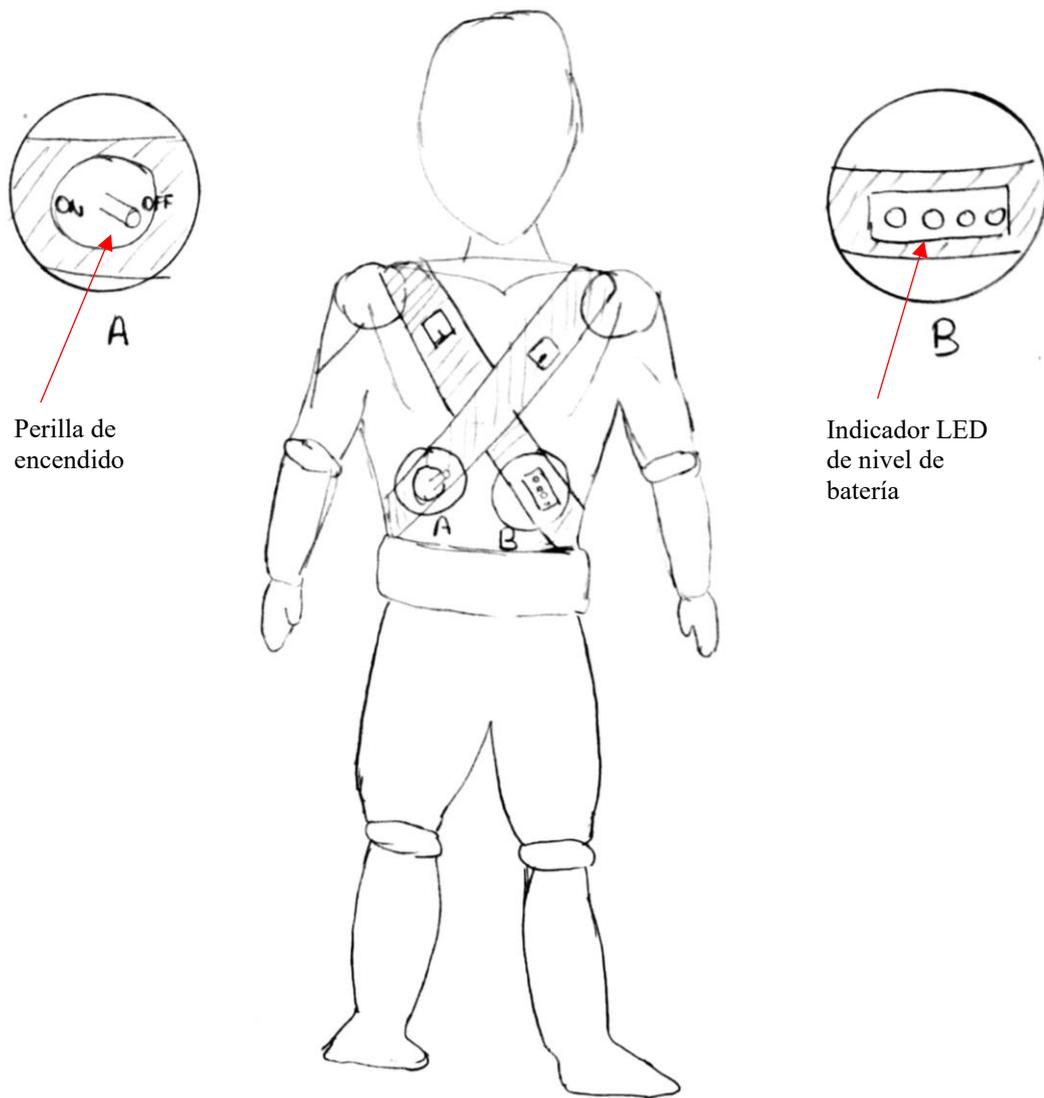
En las figuras 2.6 y 2.7 se muestra un dispositivo que ofrece asistencia a través de la rigidez de polímeros electroactivos ubicados de forma simétrica a lo largo de la columna del usuario; un polímero vertical y dos polímeros inclinados a los costados. La rigidez de los polímeros es controlada módulos de voltaje ubicados en la parte posterior del sistema dentro de un módulo de control aislado que además contiene un microcontrolador para el control general del sistema.

Los movimientos son sensados a través de módulos de flexión resistivos colocados en los tres polímeros electroactivos del sistema. Dentro del módulo de control también se cuenta con uno de ellos para medir los movimientos hacia adelante y atrás. De este modo se obtiene cuantifica el voltaje necesario para permitir el rango de movimiento deseado.

Respecto a la alimentación eléctrica se cuenta con 2 baterías de grafeno ubicadas en la parte posterior baja del dispositivo y la regulación de voltaje para los componentes del sistema se realiza a través de circuitos internos reguladores de voltaje basado en resistencias.

En la parte frontal del sistema se tiene una perilla de encendido con una protección de plástico para prevenir un encendido o apagado no deseado y un indicador LED del nivel de batería disponible. El ingreso de parámetros requeridos de rango de movimiento y velocidad se hacen desde una *tablet* a través de un aplicativo móvil de fácil uso.

El usuario necesita asistencia para colocarse el dispositivo, pues las hebillas de soporte se ubican en la parte posterior.



Perilla de
encendido

Indicador LED
de nivel de
batería

Figura C.4 Vista frontal de solución 2

MCMXVII

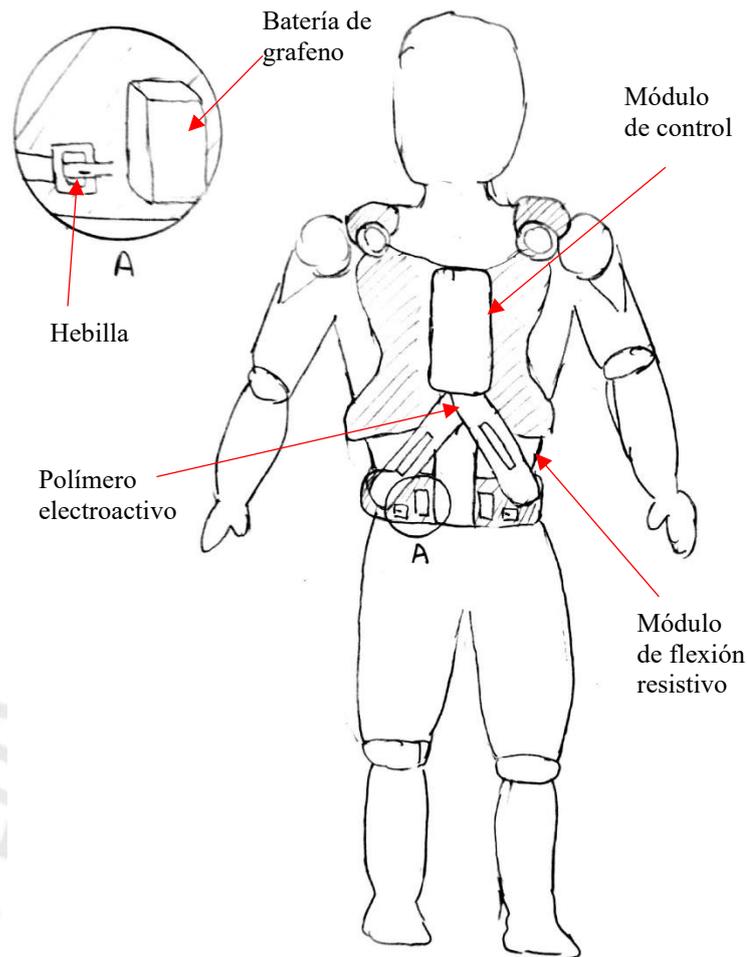


Figura C.5 Vista posterior de solución 2. Distribución simétrica de polímero electroactivo, batería, hebilla y módulo de flexión resistivo

Solución 3

La solución mostrada en las Figuras 2.8 a 2.10 consiste en un dispositivo controlado por un módulo externo donde se ubica un PLC y una interfaz HMI para la interacción con el mismo.

Respecto a la asistencia de movimiento de usuario, para los movimientos hacia adelante y hacia atrás se utilizan dos actuadores neumáticos accionados por dos compresoras de aire. El sistema también cuenta con un soporte frontal hacia los muslos, lo cual le permite brindar dos puntos de apoyo adicionales en los movimientos hacia adelante y atrás del usuario. En cuando a los movimientos laterales se cuenta con dos barras de aleaciones de memoria de forma cruzadas para restringir el movimiento variando su rigidez de acuerdo a la señal de corriente recibida.

El sensado de los movimientos del usuario se registra mediante un giroscopio ubicado en la parte superior trasera del dispositivo. El sistema utiliza baterías de ácido plomo ubicadas dentro de un módulo de control del sistema, donde además se encuentra el generador de señal de corriente y la circuitería de regulación de voltaje a base de mecanismos step-up y step-down. En la parte frontal se cuenta con un indicador del nivel de batería y un botón de encendido. El usuario necesita asistencia para colocarse el dispositivo y asegurar los cinturones automáticos posteriores.

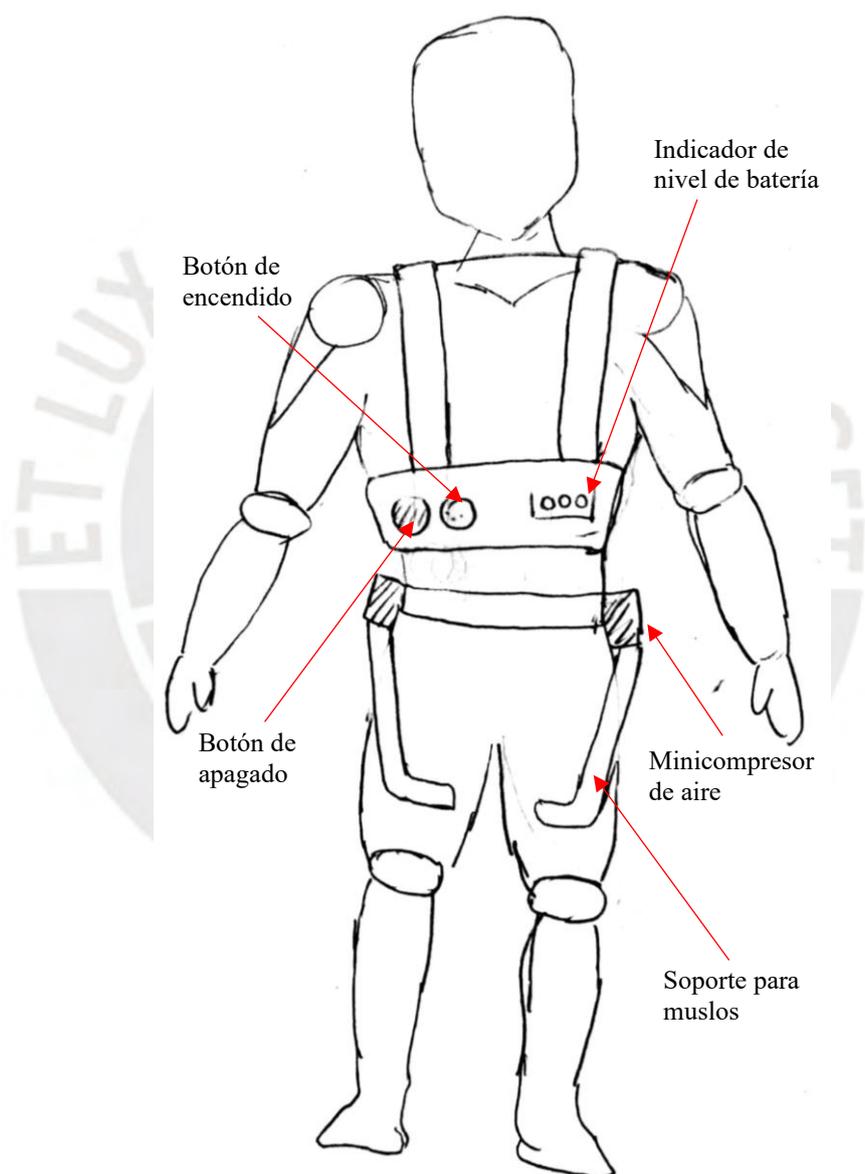


Figura C.6 Vista frontal de solución 3. Distribución simétrica de soporte para muslos y minicompresores de aire

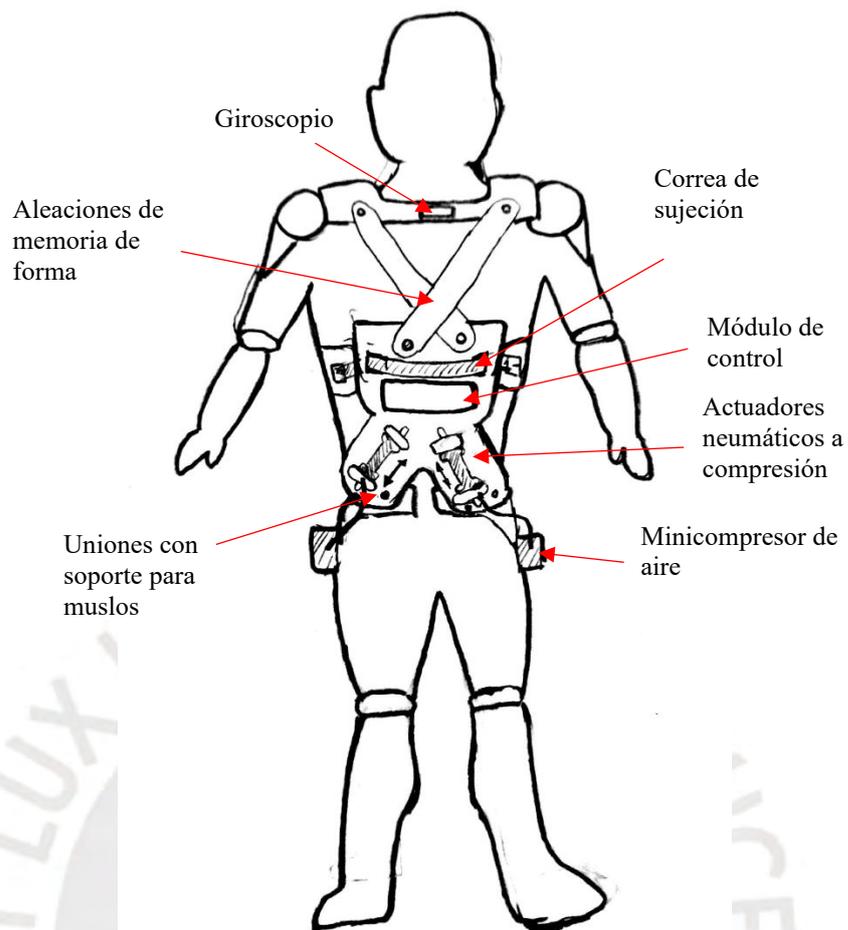


Figura C.7 Vista posterior de solución 3. Distribución simétrica de aleaciones de memoria de forma y actuadores neumáticos



Figura C.8 Vista lateral de solución 3

Con el fin de determinar el concepto de solución óptimo se evaluaron las soluciones propuestas en base a aspectos técnicos y económicos otorgando puntajes que permitan su calificación. En esta evaluación, se establecieron algunos criterios que se consideran importantes en la elección de la mejor solución. Se brindan puntajes (p.) con valores de 0 a 4 donde:

- No satisface: 0
- Aceptable: 1
- Suficiente: 2
- Bien: 3
- Muy bien (ideal): 4

Asimismo, se utilizan pesos según el nivel de relevancia para el sistema, con lo cual se obtiene un puntaje ponderado. En la Tabla 2.12, la celda llamada “Puntaje Total” muestra la suma de los puntajes (p) y puntajes ponderados (pxg) de cada solución, así como también de la solución ideal. En la Tabla 2.13, la etiqueta “Valor Técnico/Económico” representa la comparación del puntaje máximo de cada solución planteada con la solución ideal, de modo que se divide los puntajes máximos respectivos.

Tabla C.1 Tabla de evaluación técnica

Valor técnico	Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
	g	p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
Función	5	3	15	3	15	3	15	4	20
Seguridad	4	2	8	3	12	2	8	4	16
Portabilidad	4	2	8	3	12	2	8	4	16
Rigidez	3	2	6	3	9	3	9	4	12
Compacto	4	1	4	3	12	2	8	4	16
Facilidad de manejo	3	3	9	3	9	2	6	4	12
Montaje	4	2	8	3	12	2	8	4	16
Fabricación	2	2	4	3	6	2	4	4	8
Mantenimiento	4	2	8	3	12	2	8	4	16
Peso	4	2	8	2	8	1	8	4	16
Puntaje total			78		107		82		148
Valor Técnico = Puntaje total/Puntaje ideal			0.53		0.73		0.55		1

Tabla C.2 Tabla de evaluación económica

Valor Económico	g	Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
		p	pxg	p	pxg	p	pxg	p	pxg
Costo de tecnología	4	2	8	2	8	1	4	4	16
Facilidad de adquisición de materiales	5	1	5	2	10	1	5	4	20
Mantenimiento	2	2	4	3	6	2	4	4	8
Número de piezas	4	2	8	2	8	2	8	4	16
Fabricación y montaje	3	2	6	2	6	2	6	4	12
Puntaje total		31		38		27		72	
Valor Económico = Puntaje total/Puntaje ideal		0.43		0.53		0.38		1	

Una vez realizadas las tablas 2.11 y 2.12, y obtenidos los valores ponderados, tanto técnico como económico de cada concepto de solución, se dispone a plasmar los puntajes de cada concepto en un gráfico de dispersión en la Figura 2.12 donde se observa que la solución 2 se encuentra ligeramente por debajo de la línea de equivalencia de ponderación entre los aspectos económicos y técnicos, siendo la opción más cercana a la ideal. Por lo tanto, se selecciona la solución 2 como la solución óptima entre las opciones propuestas.

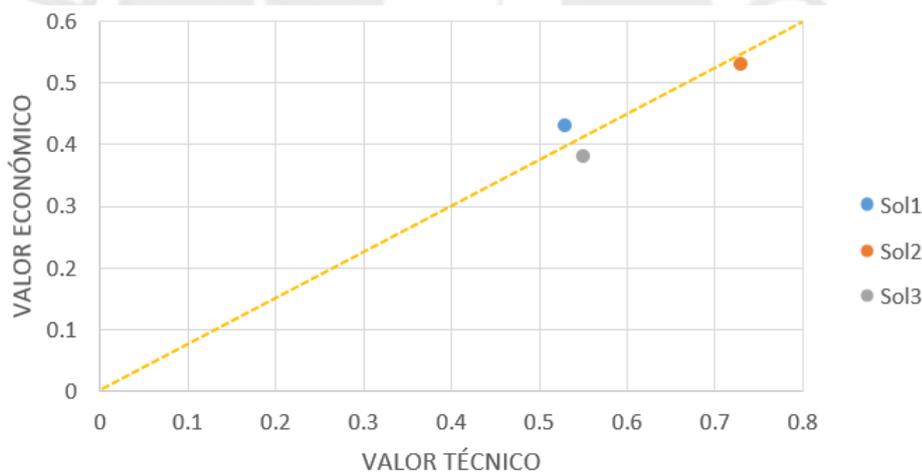


Figura C.9 Gráfico técnico-económico de los conceptos de solución

ANEXO D

Cotizaciones de páginas comerciales

Batería 1000 mAh RB-10

RELiON³ Applications Products Become a Dealer

RELiON Deep Cycle Batteries

RB10 12V 10Ah Lithium Battery

PRICE: \$161.95

Add To Cart Contact Us

FREE GROUND SHIPPING (Usually ships within 1 - 2 business days.)
* Within the continental U.S. only

Cargador ICQUANZX 8414773322719

amazon Enviar a Kevin Lima LIMA043 Todos

Todo Ofertas del Día Servicio al Cliente Comprar de Nuevo Amazon de Kevin Historial Listas Tarjetas de Regalo Vender

Estamos entregando a tu región con opciones de envío limitadas. Por favor anticipa un periodo de entrega prolongado. Más información.

Juquetes y Juegos Vehículos Repuestos y Vehículos a Control Remoto y App Repuestos de Vehículos a Control Remoto y App Cargadores de Baterías

ICQUANZX B6 V3 Lipo cargador de equilibrio cargador descargador para batería LiPo/Li-ion/Li-Fe/LiHv (1-6S), NiMH/NiCd (1-15S), PB (2-24V), pantalla LCD con fuente de alimentación

Marca: ICQUANZX
★★★★☆ 154 calificaciones

Precio: US\$ 59.99 + Sin depósito de derechos de importación y US\$ 30.07 de envío a Perú Detalles

Cupón Ahorra 5% más cuando aplicas este cupón.

Detalles

- Múltiples funciones - excepto carga, equilibrio y descarga, también tiene estas funciones: control de voltaje de terminal; capacidad de la batería de litio y comprobación de voltaje; comprobación de resistencia interna de la batería, te permite saber cuando una celda está funcionando mal, almacenamiento de datos y carga de memoria (almacena hasta 20 paquetes en memoria), alimentación digital DC. Identifica automáticamente el número de células de la sección de batería de litio. Compatible con batería LiHV
- Amplia compatibilidad de voltaje: utiliza el cargador de batería en LiPo/Li-ion 3.7V-22.2V (1-6 celdas); LiFePO4 3.2V-19.2V (1S-6S); LiHV: 1-6 celdas; NiMH/NiCd 1.2V-18V (1A-15S); Pb: 2-20V; Batería inteligente: 1.20V; I,II,III,IIII. Por lo tanto, es muy útil.
- Carga variada de batería: el cargador de batería inteligente puede soportar muchos tipos de baterías: LiPo, NiMH, NiCd, Li-ion, Pb, LiFe, LiHV, y baterías inteligentes. Por favor, elige el tipo correcto de batería cuando se carga
- Alta calidad y seguro: utiliza chips y materiales superiores para ofrecer un rendimiento de calidad, y el cargador está diseñado con protección de polaridad inversa, protección contra cortocircuitos, protección contra sobrecarga, protección contra sobrecorriente y protección contra sobretensión para mayor seguridad
- Accesorios adicionales: el cargador de balance de batería viene con 1 cargador de batería; 1 adaptador; 1 cable de carga con XT60 y enchufe en T; 1 clip de cocodrilo; 1 adaptador de corriente; 1 manual (idioma español no garantizado).

Pasa el mouse encima de la imagen para aplicar zoom

Protector de baterías B-Charging-Safeguard-6S Tattu

AliExpress **SQS Battery Store** + Seguir
 90.6% Valoraciones positivas 1205 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

Gens ACE



Charging-Safeguard-6S

Gens Ace-Protector de carga para batería Lipo, accesorios de control remoto de cargador de batería 2S-6S, nuevo producto

US \$27.31 ~~US \$30.35~~ -10%

Descuento directo: US \$2.00 dto. por cada US \$22.00

US \$2.00 dto. por cada US \$2.01 [Conseguir cupones](#)

Ships From: Estados Unidos

CHINA Estados Unidos

Cantidad: Adicional 2% dto. (5 unidades o más)
¡Solo quedan 10!

⚠ No se puede entregar to Peru

Inspector de batería LiPo

ebay Comprar por categoría Todas las categor...

[Volver a la portada](#) | En la categoría: [Equipamiento y maquinaria](#) > [Pruebas, medidas e inspección](#) > [Detect. y medidores de prueba](#) > [Recambios y accesorios](#)

Indicador de 2-6S/1-8S Lipo Li-Ion Batería Voltaje Probador Voltaje Zumbador Monitor M - ver título original

Estado: **Nuevo**

Model:

Cantidad: 5 disponible(s) / 24 vendidos

Precio: **USD1,59**
 Aproximadamente 1,35 EUR

Más de 70% vendidos 24 vendidos Plazo de devolución: 60 día(s)

Envío: **USD3,25** (aprox. 2,76 EUR) Standard SpeedPAK from China/Hong Kong/Taiwan [Ver detalles](#)

Inform module 99,4% Ver otro Contacto Visitar

Barras de Flexinol

Standard 70°C or 90°C Flexinol® Actuator Wire**

Diameter Size inches (mm)	Recommended Pull Force Pounds (Grams)	Total Quantity Ordered 1-325ft (1-99m)	Total Quantity Ordered 328-3277ft (100-999m)	Total Quantity Ordered 3,280-32,797ft (1000-9999m)
0.001 (0.025)	0.02 (8.9)	\$3.05ft / \$10.00m	\$1.52ft / \$5.00m	\$1.45ft / \$4.75m
0.0015 (0.038)	0.04 (20)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.81ft / \$2.65m	\$0.48ft / \$1.59m
0.002 (0.050)	0.08 (36)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.81ft / \$2.65m	\$0.48ft / \$1.59m
0.003 (0.076)	0.18 (80)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.81ft / \$2.65m	\$0.48ft / \$1.59m
0.004 (0.10)	0.31 (143)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.73ft / \$2.40m	\$0.46ft / \$1.50m
0.005 (0.13)	0.49 (223)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.73ft / \$2.40m	\$0.46ft / \$1.50m
0.006 (0.15)	0.71 (321)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.73ft / \$2.40m	\$0.46ft / \$1.50m
0.008 (0.20)	1.26 (570)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.81ft / \$2.65m	\$0.48ft / \$1.59m
0.010 (0.25)	1.96 (891)	\$1.37ft / \$4.50m	\$0.81ft / \$2.65m	\$0.48ft / \$1.59m
0.012 (0.31)	2.83 (1280)	\$2.06ft / \$6.75m	\$1.17ft / \$3.85m	\$0.72ft / \$2.35m
0.015 (0.38)	4.42 (2250)	\$2.06ft / \$6.75m	\$1.17ft / \$3.85m	\$0.72ft / \$2.35m
0.020 (0.51)***	7.85 (3560)	\$3.05ft / \$10.00m	\$1.52ft / \$5.00m	\$1.45ft / \$4.75m

* Flexinol®+ not yet available in all sizes.

** When ordering please specify 70C or 90C. For more information on the difference between the 90°C "HT" wire and 70°C "LT" wire please see a temperature strain plot on the bottom of this [Tech Sheet](#). LT = Low Temperature and HT = High Temperature Flexinol® Actuator wire.

*** The 70C alloy is non-standard for 0.020" (0.51mm) diameter wire, and may not be eligible for quotation.

Viga de carbono XR-05

The screenshot shows the Alibaba.com interface for a product listing. At the top, there is a search bar with the text "Products" and "What are you looking for...". Below the search bar is a navigation menu with categories like "Ready to Ship", "Trade Shows", "Personal Protective Equipment", "Buyer Central", "Sell on Alibaba", and "Help".

The main product listing is for "carbon fiber square flat bar strip rod". It features a large image of the product and a smaller thumbnail gallery below it. The price is listed as "\$1.97 - \$3.87 / Meter" with a note "500 Meter/Meters (Min. Order)". There is a "Buy Samples" button and a "Get Latest Price" link.

A lead time table is provided:

Quantity (Meters)	1 - 1000	>1000
Est. Time (days)	7	To be negotiated

Shipping options include "Support Express", "Sea freight", "Land freight", and "Air freight". Payment methods listed are "VISA", "T/T", "Online Transfer", "Pay", "WesternUnion/WU", and "Alibaba.com Logistics".

Ductos flexibles de ventilación de aluminio

Alibaba.com Artículos Lo que estás buscando... [Iniciar sesión](#) [Unirse](#)

Categorías Listo para enviar Exhibiciones comerciales Equipo de protección personal Central de compradores Vender en Alibaba Ayuda



Click here to expanded view

Conducto cuadrado de ventilación de aire acondicionado, Flexible, de aluminio

FOB Reference Price: [Get Latest Price](#)

1 - 299 Metros	300 - 599 Metros	>=600 Metros
0,32 US\$	0,30 US\$	0,28 US\$

Muestras: 1,00 US\$/Metro | 1 Metro (Pedido mínimo) | [Comprar muestras](#)

Lead Time:

Cantidad(Metros)	1 - 3000	3001 - 5000	5001 - 10000	>10000
Hora del Est. (días)	7	10	15	Se negociará

Personalización: Logotipo personalizado(Min. Order: 100 Metros)
Embalaje personalizado(Min. Order: 100 Metros)
More

Garantía comercial Protege tus pedidos de Alibaba.com

Alibaba.com Freight [Compare Rates](#) [Learn more](#)

Pago: **VISA** **T/T** Online Transfer **Pay** WesternUnionWU

Logística de Alibaba.com Soluciones de inspección

Tornillos hexagonales

AliExpress **ChinaTiScrew** [+ Seguir](#) **811 Seguidores**

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Comentarios



ISO 7045 Titanium Screw
M5x8-M5x30 in stock 螺神級
Ti GR2 ChinaTiScrew.cn

The picture is
M5x8 Ti GR2 Polished
Pan Head PHIL Driver

ISO 7045 M5 tornillos de titanio M5 x8 M5 x10 M5 x12 M5 x14 M5 x16 M5 x20 M5 x30 M5 x30 Pozidriv de cabeza Phillips conductor Ti GR2 pulido

★★★★★ 5.0 ~ 1 Valoración 2 vendidos

US \$2.30 - 2.58 ~~US \$2.50 - 2.80~~ -8%

US \$0.98 Cupones para ti [Conseguir cupones](#)

Tamaño:

Longitud: 10 mm

Color: 10 pcs Ti GR2

Cantidad: + Adicional 10% dto. (2 unidades o más)
868 unidades disponibles.

AliExpress

ChinaTiScrew
99.6% Valoraciones positivas

+ Seguir
811 Seguidores

Estoy buscando...

En AliExpress

En es

Página principal de la tienda

Productos

Artículos en oferta

Más vendidos

Comentarios

ISO 7045 Titanium Screw
M5x8-M5x30 in stock 螺神版
Ti GR2 ChinaTiScrew.cn



The picture is
M5x8 Ti GR2 Polished
Pan Head PHIL Driver

ISO 7045 M5 tornillos de titanio M5 x8 M5 x10 M5 x12 M5 x14 M5 x16 M5 x20 M5 x25 M5 x30 Pozidriv de cabeza Phillips conductor TI GR2 pulido

★★★★★ 5.0 1 Valoración 2 vendidos

US \$2.30 - 2.58 ~~US \$2.50 + 2.80~~ -8%

US \$0.98 Cupones para ti [Conseguir cupones](#)

Tamaño:

M5 (ropa de cama)

Longitud: 12 mm

25 mm

30 mm

8 mm

10 mm

12 mm

14 mm

20 mm

16 mm

Color: 10 pcs Ti GR2

10 pcs Ti GR2

AliExpress

transkoot Official Store
99.2% Valoraciones positivas

+ Seguir
11217 Seguidores

Estoy buscando...

En AliExpress

En e

Página principal de la tienda

Productos

Artículos en oferta

Más vendidos

RU&ES Local Delivery

Novedades

Comentarios



SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$1.39 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti [US \\$1.00 dto. por cada US \\$30.00](#) [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M2

M2,5

M4

M2

M3

Longitud: 4 mm

4 mm

3 mm

5 mm

6 mm

8 mm

10 mm

12 mm

14 mm

Cantidad:

1 + 9989 lots disponibles

AliExpress

transkoot Official Store
99.2% Valoraciones positivas

+ Seguir
11217 Seguidores

Estoy buscando...

En AliExpress

En es

Página principal de la tienda

Productos

Artículos en oferta

Más vendidos

RU&ES Local Delivery

Novedades

Comentarios



Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$1.64 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti [US \\$1.00 dto. por cada US \\$30.00](#) [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M2,5

M2,5

M4

M2

M3

Longitud: 5 mm

4 mm

5 mm

6 mm

8 mm

10 mm

12 mm

14 mm

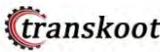
Cantidad:

1 + 9976 lots disponibles

AliExpress **transkoot Official Store** + Seguir 99.2% Valoraciones positivas 11217 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos RU&ES Local Delivery Novedades Comentarios


M2~M4


SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 - 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$1.69 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti US \$1.00 dto. por cada US \$30.00 [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M2.5

M2.5 M4 M2 M3

Longitud: 6 mm

4 mm 5 mm 6 mm 8 mm 10 mm 12 mm

7.4 mm 14 mm 16 mm

Cantidad:

- 1 + 9959 lots disponibles

AliExpress **transkoot Official Store** + Seguir 99.2% Valoraciones positivas 11217 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos RU&ES Local Delivery Novedades Comentarios


M2~M4


SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 - 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$1.89 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti US \$1.00 dto. por cada US \$30.00 [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M2.5

M2.5 M4 M2 M3

Longitud: 10 mm

4 mm 5 mm 6 mm 8 mm 10 mm 12 mm

7.4 mm 14 mm 16 mm

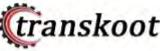
Cantidad:

- 1 + 9980 lots disponibles

AliExpress **transkoot Official Store** + Seguir 99.2% Valoraciones positivas 11217 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos RU&ES Local Delivery Novedades Comentarios


M2~M4


SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 - 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$1.94 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti US \$1.00 dto. por cada US \$30.00 [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M3

M2.5 M4 M2 M3

Longitud: 8 mm

4 mm 3 mm 5 mm 6 mm 8 mm 10 mm 12 mm

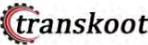
7.4 mm 18 mm 16 mm

Cantidad:

- 1 + 9955 lots disponibles

AliExpress **transkoot Official Store** 99.2% Valoraciones positivas 11217 Seguidores [En AliExpress](#) [En es](#)

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos RU&ES Local Delivery Novedades Comentarios


M2~M4


SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, M 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 ~ 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$2.09 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti US \$1.00 dto. por cada US \$30.00 [Conseguir cupones](#)

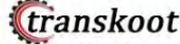
Tamaño: M3

Longitud: 10 mm

Cantidad: + 9971 lots disponibles

AliExpress **transkoot Official Store** 99.2% Valoraciones positivas 11217 Seguidores [En AliExpress](#)

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos RU&ES Local Delivery Novedades Comentarios


M2~M4


SS Pan Head Phillips Screws

Tornillos de cabeza plana cruciforme tornillos Phillips de acero inoxidable, 50 uds, 2, M2.5, M3, M4, ISO7045, DIN7985, GB818

★★★★★ 5.0 ~ 44 Valoraciones 35 vendidos

US \$3.99 / lote (50 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti US \$1.00 dto. por cada US \$30.00 [Conseguir cupones](#)

Tamaño: M3

Longitud: 16 mm

Cantidad: + 9978 lots disponibles

AliExpress **ChinaTiScrew** 99.6% Valoraciones positivas 811 Seguidores [En AliExp](#)

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Comentarios



DIN 934 M3 Nuts A2-70 Polished

Tuercas de acero inoxidable M3 DIN 934 A2-70 pulido 100 Uds ROHS

★★★★★ 4.9 ~ 9 Valoraciones 45 vendidos

US \$1.00 / lote (100 unidades)

US \$0.98 Cupones para ti [Conseguir cupones](#)

Cantidad: + ¡Solo quedan 2!

Envío: US \$6.16
 a Peru por AliExpress Standard Shipping ~
 Fecha estimada de entrega: 43-59 días 🕒

Comprar
Añadir a la cesta
❤️ 13

Tornillos avellanados

AliExpress Keven screw store 98.3% Valoraciones positivas 4770 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

50 Uds M3 * 4 5 5 5 6 6 7 8 10 12 14 16 18 20 25 30 de acero al carbono negro Cruz Phillips plana tornillo de cabeza avellanada perno M3x4 M3x10 M3x30

★★★★★ 5.0 - 4 Valoraciones 3 vendidos

US \$4.13 / lote (50 unidades)

~~US \$7.65~~ -46%

Descuento directo: Compra 10 y llévate 1% dto. ▾

US \$3.00 Cupón de nuevo usuario US \$1.00 dto. por cada US \$10.00 Consegui! cupones

Tamaño: M3

M3

Longitud: 30mm

4mm 5mm 6mm 7mm 8mm 10mm 12mm

14mm 16mm 18mm 20mm 25mm 30mm

Color: Black

Color: Black

Cantidad:

AliExpress Keven screw store 98.3% Valoraciones positivas 4770 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En este

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

50 Uds M3 * 4 5 5 5 6 6 7 8 10 12 14 16 18 20 25 30 de acero al carbono negro Cruz Phillips plana tornillo de cabeza avellanada perno M3x4 M3x10 M3x30

★★★★★ 5.0 - 4 Valoraciones 3 vendidos

US \$2.86 / lote (50 unidades)

~~US \$4.30~~ -46%

Descuento directo: Compra 10 y llévate 1% dto. ▾

US \$3.00 Cupón de nuevo usuario US \$1.00 dto. por cada US \$10.00 Consegui! cupones

Tamaño: M3

M3

Longitud: 14mm

4mm 5mm 6mm 7mm 8mm 10mm 12mm

14mm 16mm 18mm 20mm 25mm 30mm

Color: Black

Color: Black

Cantidad:

AliExpress Keven screw store 98.3% Valoraciones positivas 4770 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En e

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

50 Uds M3 * 4 5 5 5 6 6 7 8 10 12 14 16 18 20 25 30 de acero al carbono negro Cruz Phillips plana tornillo de cabeza avellanada perno M3x4 M3x10 M3x30

★★★★★ 5.0 - 4 Valoraciones 3 vendidos

US \$2.68 / lote (50 unidades)

~~US \$4.97~~ -46%

Descuento directo: Compra 10 y llévate 1% dto. ▾

US \$3.00 Cupón de nuevo usuario US \$1.00 dto. por cada US \$10.00 Consegui! cupones

Tamaño: M3

M3

Longitud: 12mm

4mm 5mm 6mm 7mm 8mm 10mm 12mm

14mm 16mm 18mm 20mm 25mm 30mm

Color: Black

Color: Black

Cantidad:

AliExpress Keven screw store 98.3% Valoraciones positivas 4770 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En esta t

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

50 Uds M3 * 4 5 5 6 6 7 8 10 12 14 16 18 20 25 30 de acero al carbono negro Cruz Phillips plana tornillo de cabeza avellanada perno M3x4 M3x10 M3x30

★★★★★ 5.0 4 Valoraciones 3 vendidos

US \$1.72 / lote (50 unidades)

~~US \$3.19~~ -46%

Descuento directo: Compra 10 y llévate 1% dto. ▾

US \$3.00 Cupón de nuevo usuario US \$1.00 dto. por cada US \$10.00 Conseguir cupones

Tamaño: M3

M3

Longitud: 8mm

4mm 5mm 6mm 7mm 8mm 10mm 12mm

14mm 16mm 18mm 20mm 25mm 30mm

Color: Black

Color selection: [Selected]

Cantidad:

AliExpress Keven screw store 98.3% Valoraciones positivas 4770 Seguidores

Estoy buscando... En AliExpress En esta t

Página principal de la tienda Productos Artículos en oferta Más vendidos Novedades Comentarios

50 Uds M3 * 4 5 5 6 6 7 8 10 12 14 16 18 20 25 30 de acero al carbono negro Cruz Phillips plana tornillo de cabeza avellanada perno M3x4 M3x10 M3x30

★★★★★ 5.0 4 Valoraciones 3 vendidos

US \$0.87 / lote (50 unidades)

~~US \$1.62~~ -46%

Descuento directo: Compra 10 y llévate 1% dto. ▾

US \$3.00 Cupón de nuevo usuario US \$1.00 dto. por cada US \$10.00 Conseguir cupones

Tamaño: M3

M3

Longitud: 6mm

4mm 5mm 6mm 7mm 8mm 10mm 12mm

14mm 16mm 18mm 20mm 25mm 30mm

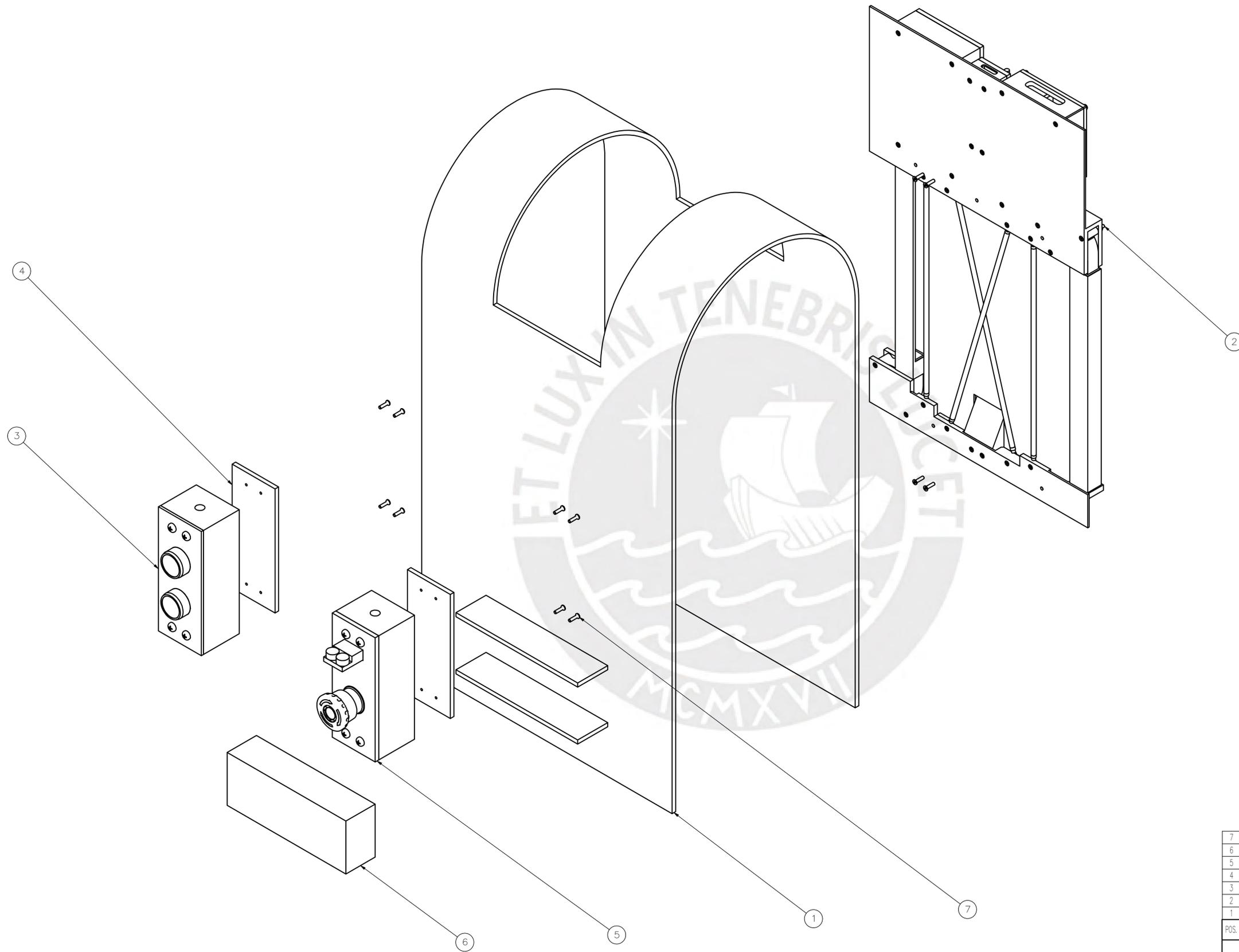
Color: Black

Color selection: [Selected]

ANEXO E

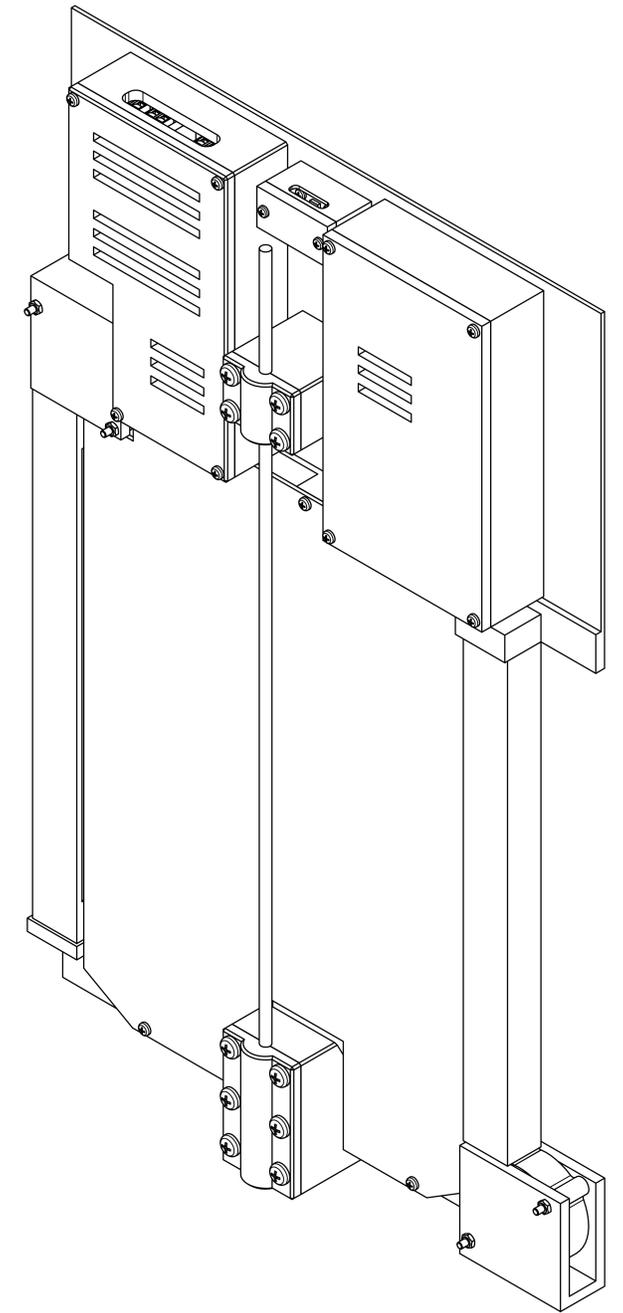
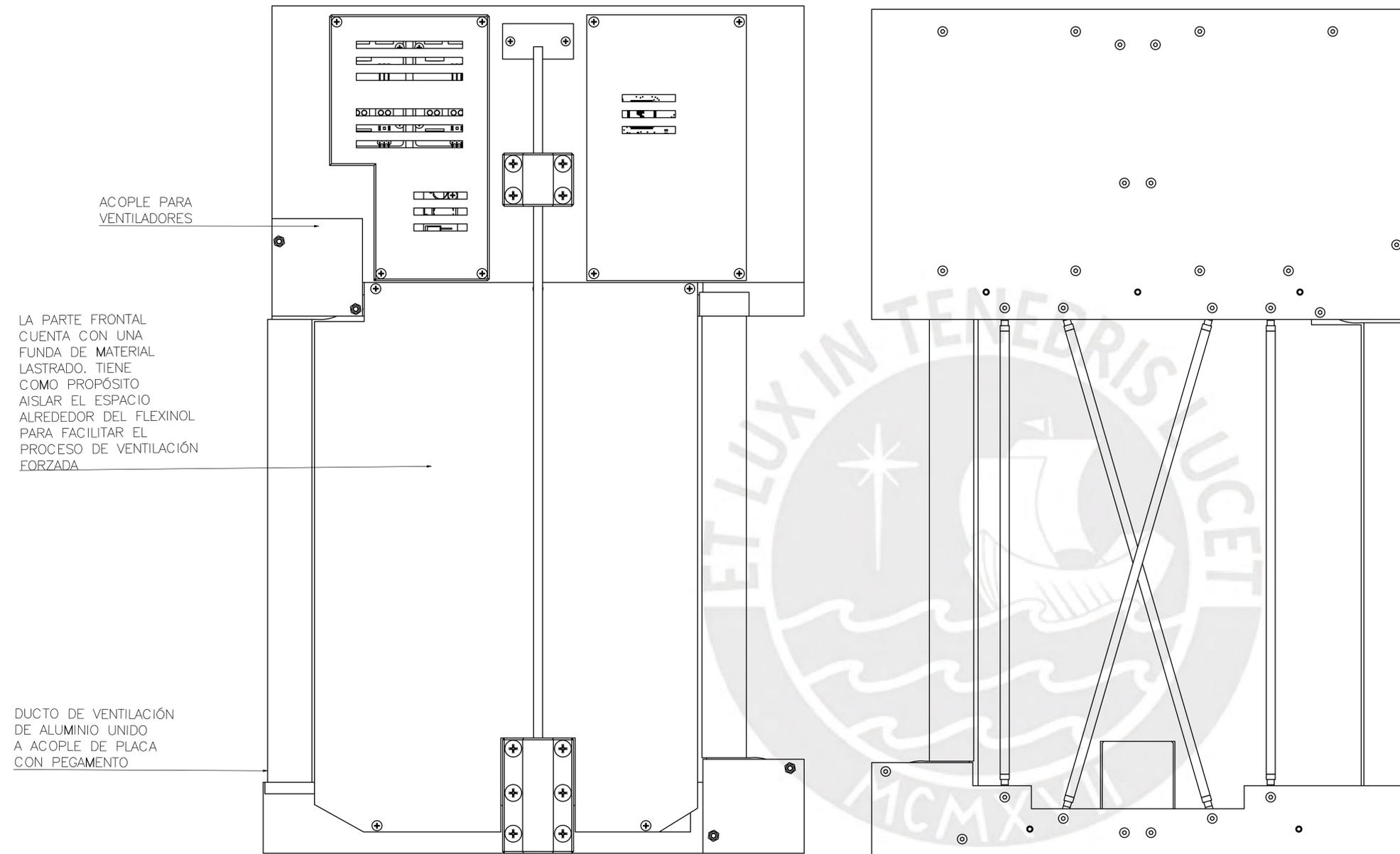
Planos





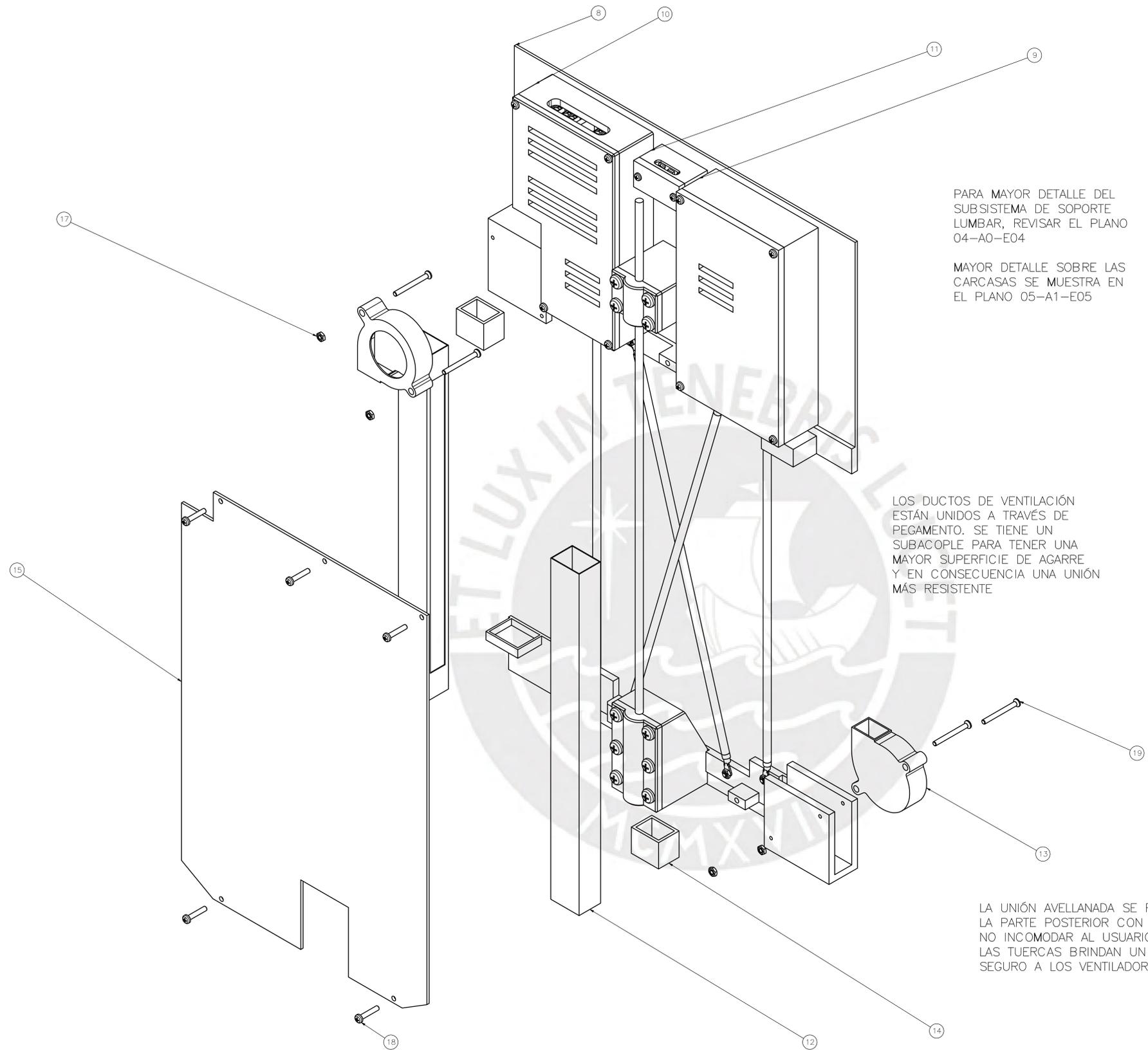
7	8	Tornillo avellanado - M3x12	ASME/ANSI		B 18.35M
6	1	Bateria LifePo4 de 10000 mAh			RB-10
5	1	Compartimento de emergencia		ABS	Ver plano 07-A0-D03
4	2	Acople de compartimentos		ABS	Ver plano 07-A0-D03
3	1	Compartimento On-Off			Ver plano 07-A0-D03
2	1	Subsistema de soporte lumbar			Ver plano 02-A1-E02
1	1	Chaleco lastrado			Ver plano 08-A3-D04

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA -- INGENIERIA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN		DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA			ESCALA 1:2
		VISTA EXPLOSIONADA DE ENSAMBLE GENERAL DE DISPOSITIVO			FECHA: 2021.05.09
20142878		GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR			PLANO: 01-A1-E01



AMBAS PLACAS DE SOPORTE ESTARÁN CONTENIDAS EN EL CHALECO LASTRADO DE ESTA FORMA SE FACILITA LA IMPLEMENTACIÓN

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA — ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA 1:1
	ESQUEMA DE SUBSISTEMA DE SOPORTE LUMBAR	FECHA: 2021.05.24
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VÍCTOR	PLANO: 02-AD-E02



PARA MAYOR DETALLE DEL SUBSISTEMA DE SOPORTE LUMBAR, REVISAR EL PLANO 04-A0-E04

MAYOR DETALLE SOBRE LAS CARCASAS SE MUESTRA EN EL PLANO 05-A1-E05

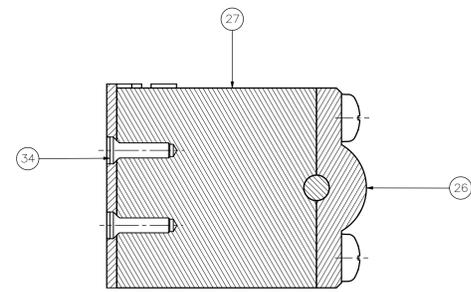
LOS DUCTOS DE VENTILACIÓN ESTÁN UNIDOS A TRAVÉS DE PEGAMENTO. SE TIENE UN SUBACOPLE PARA TENER UNA MAYOR SUPERFICIE DE AGARRE Y EN CONSECUENCIA UNA UNIÓN MÁS RESISTENTE

LA UNIÓN AVELLANADA SE REALIZA POR LA PARTE POSTERIOR CON EL FIN DE NO INCOMODAR AL USUARIO LAS TUERCAS BRINDAN UN MAYOR SEGURO A LOS VENTILADORES

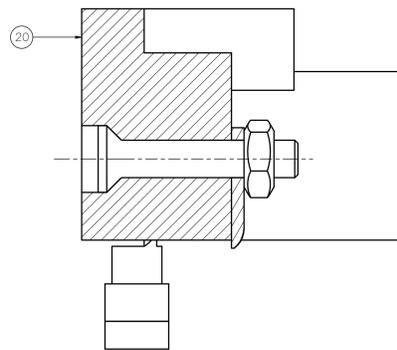
VISTA EXPLOSIONADA DE ARREGLO POSTERIOR
ESCALA 1:1

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
19	4	Tornillo avellanado - M3x30	ASME/ANSI B18.3.5M	A304	
18	5	Tornillo hexagonal - M3 x 16	DIN EN ISO 7045	4.8	
17	5	Tuerca hexagonal - M3	DIN 934	4.8	
16	10	Tornillo avellanado - M3x6	ASME/ANSI B18.3.5M	A304	
15	1	Funda			Ver plano
14	2	Sub acople de ductos de ventilación		ABS	
13	2	Ventilador de 12 V		Genérico	
12	2	Ducto flexible de aluminio		Aluminio flexible	
11	1	Carcasa de sensor IMJ			Ver plano 04-A1-E04
10	1	Caja potencia			Ver plano 04-A1-E04
9	1	Caja control			Ver plano 04-A1-E04
8	1	Subsistema de soporte lumbar			Ver plano 03-A1-E03

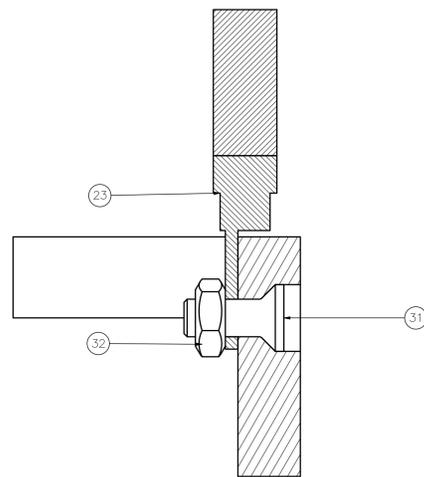
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
	SUB - ENSAMBLE ARREGLO POSTERIOR	FECHA: 2021.05.14
20142878	GOMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 03-A0-E03



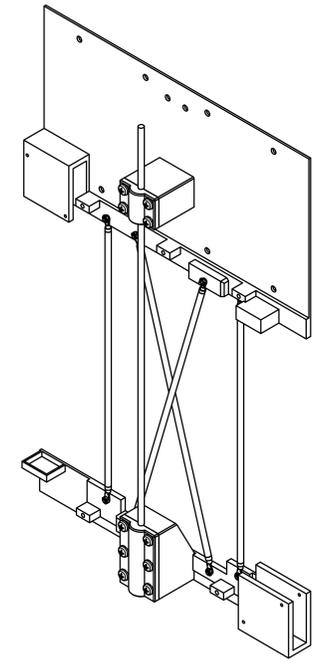
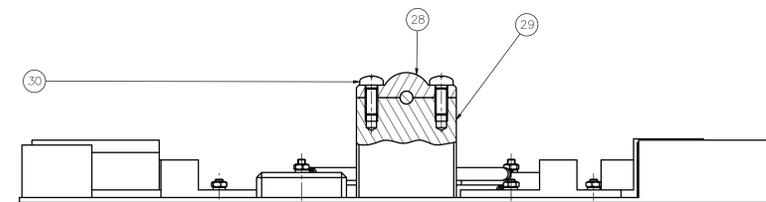
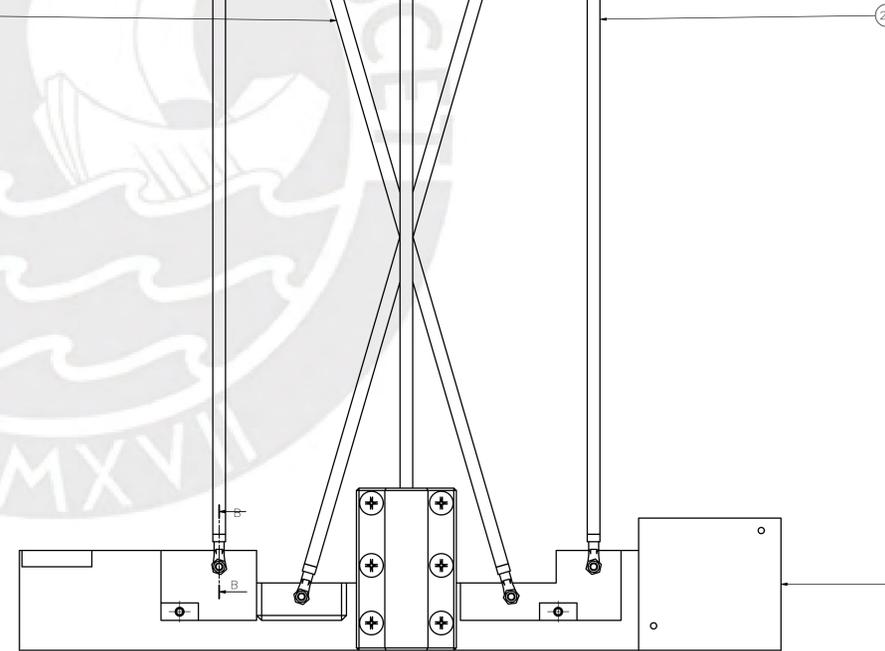
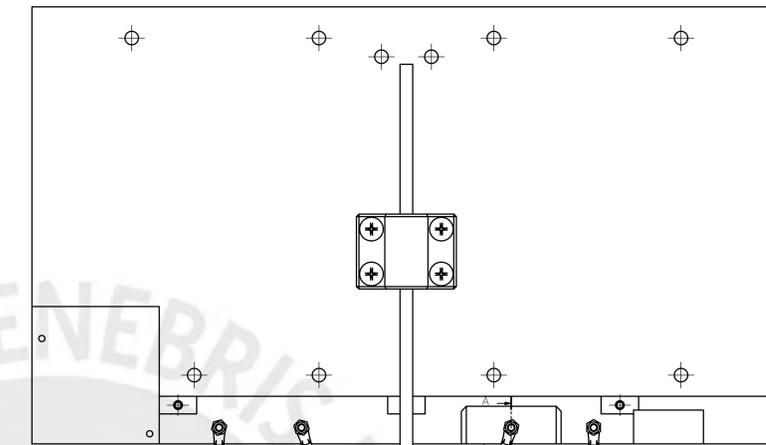
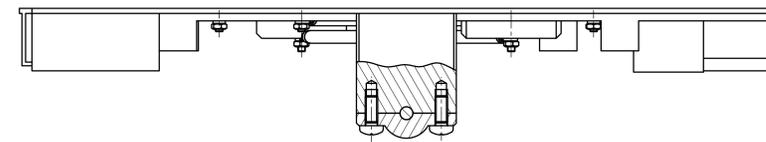
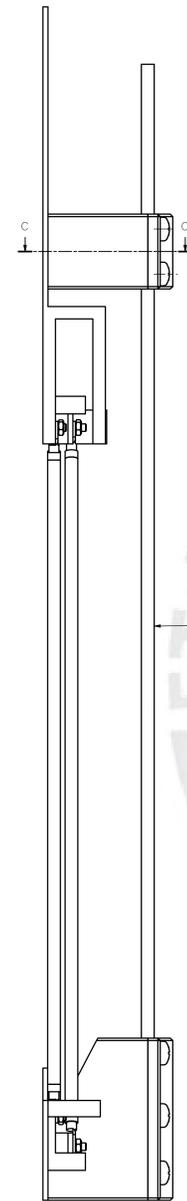
CORTE C-C
ESCALA 2:1
UNIÓN TÍPICA



CORTE A-A
ESCALA 5:1
UNIÓN TÍPICA



CORTE B-B
ESCALA 5:1
UNIÓN TÍPICA



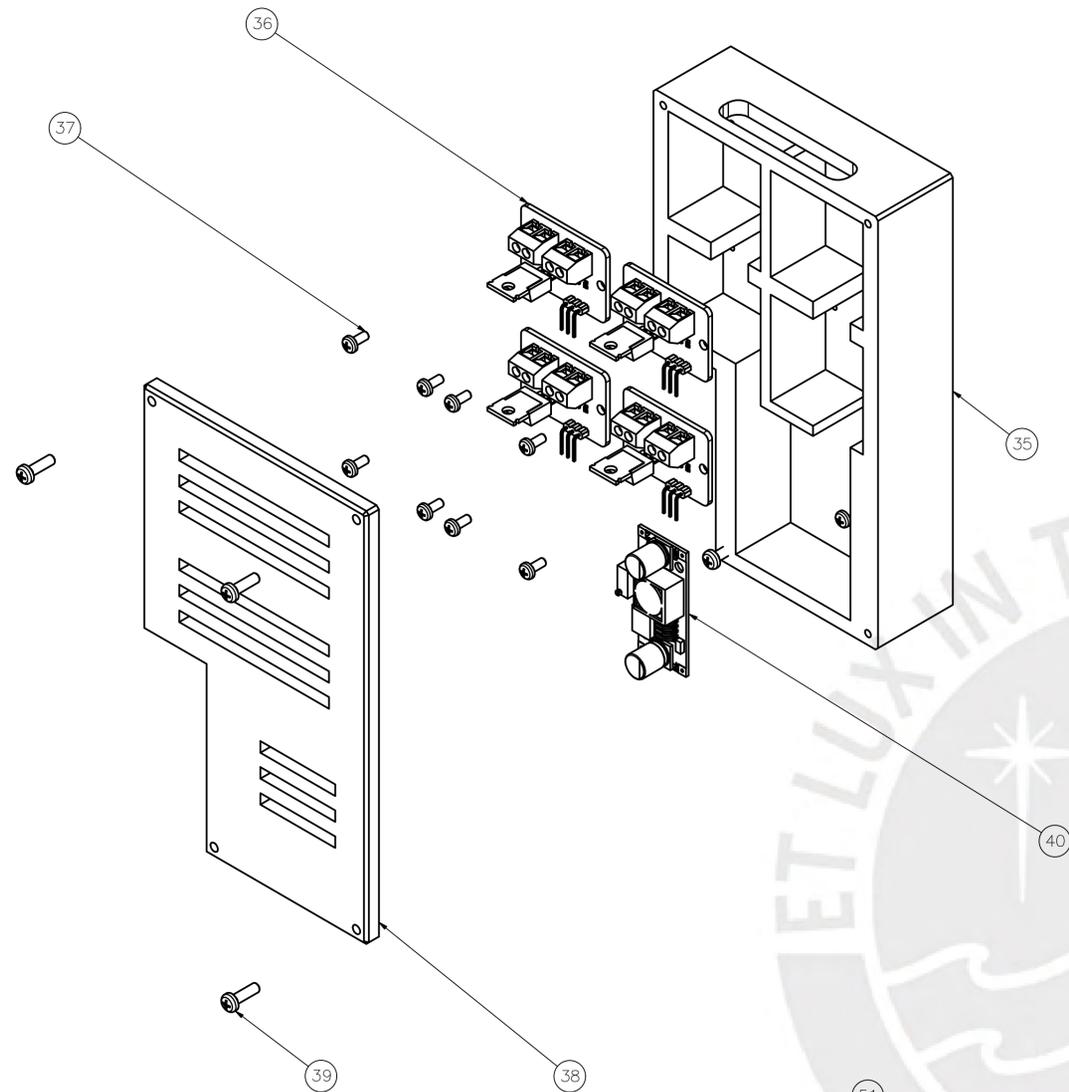
ESCALA 1:2

LOS ACOPLES EN AMBAS PLACAS SUPERIOR E INFERIOR FUERON DISEÑADAS DE ACUERDO AL VENTILADOR ESCOGIDO. PERMITE REALIZAR LA UNIÓN CON PERNOS AVELLANADOS Y TUERCAS HEXAGONALES

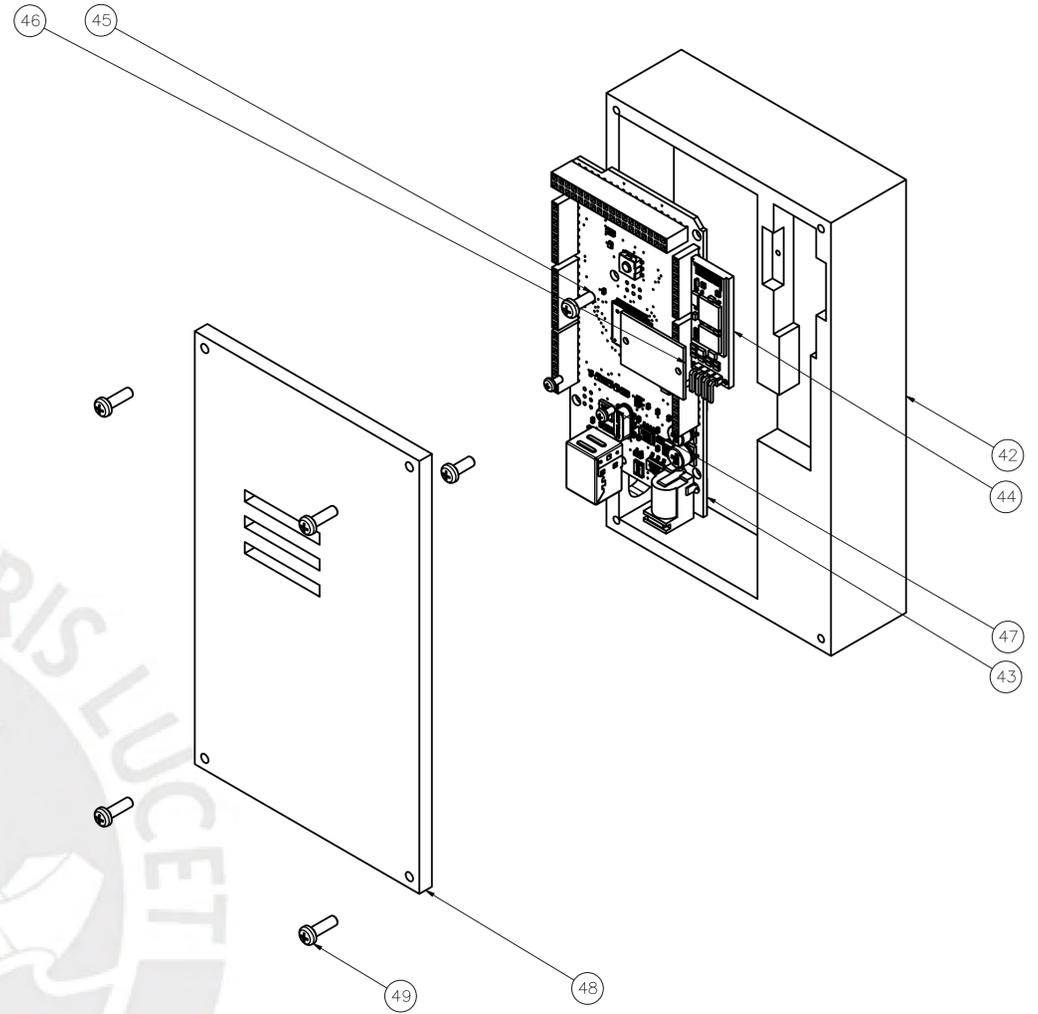
ESCALA 1:1

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
34	6	Tornillo avellanado - M3x12	ASME/ANSI	A304	B18.3.5M
33	2	Tornillo avellanado - M3x14	ASME/ANSI	A304	B18.3.5M
32	8	Tuerca hexagonal - M3	DIN 934		4.8
31	6	Tornillo avellanado - M3x8	ASME/ANSI	A304	B18.3.5M
30	10	Tornillo hexagonal - M5 x 12	DIN EN ISO 7045		4.8
29	1	Soporte inferior 2 de barra de carbono		ABS	Ver 05-A0-001
28	1	Soporte inferior 1 de barra de carbono		ABS	Ver 05-A0-001
27	1	Soporte superior 2 de barra de carbono		ABS	Ver 05-A0-001
26	1	Soporte superior 1 de barra de carbono		ABS	Ver 05-A0-001
25	1	Barra de fibra de carbono		Modelo XR-05	Ver 05-A0-001
24	1	Placa aislante inferior		ABS	Ver 05-A0-001
23	8	Crimp para EAP		Cobre	
22	2	Barra de flexinol 2		Flexinol	Dynalloy, 0.51 mm
21	2	Barra de flexinol 1		Flexinol	Dynalloy, 0.51 mm
20	1	Placa aislante superior		ABS	Ver 05-A0-001

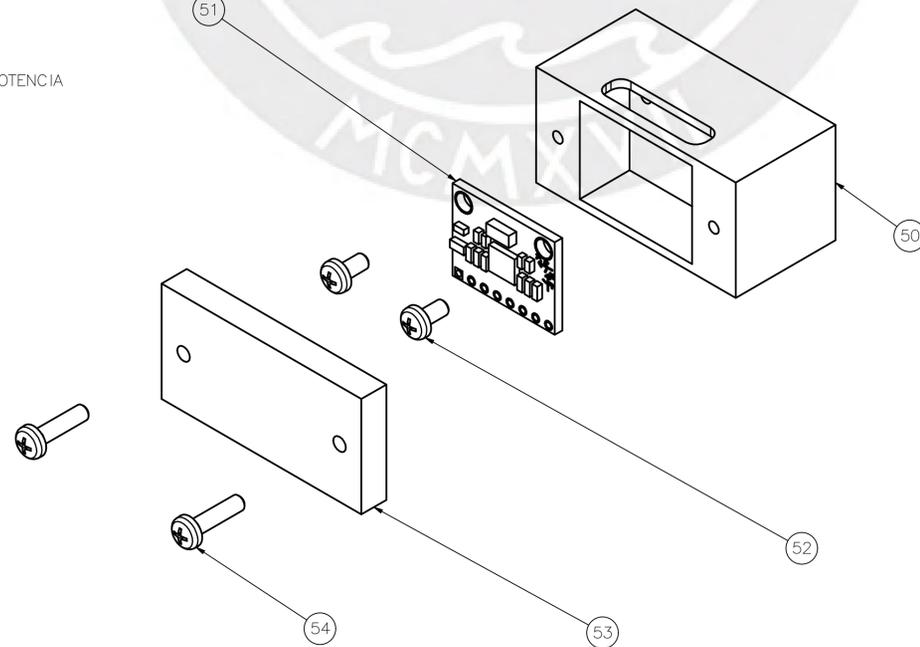
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PÁGINA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
	SUB - ENSAMBLE ACTUADORES	FECHA: 2021.05.09
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 04-A0-E04



VISTA EXPLOSIONADA DE CARCASA DE CIRCUITO DE POTENCIA
ESCALA 1:1



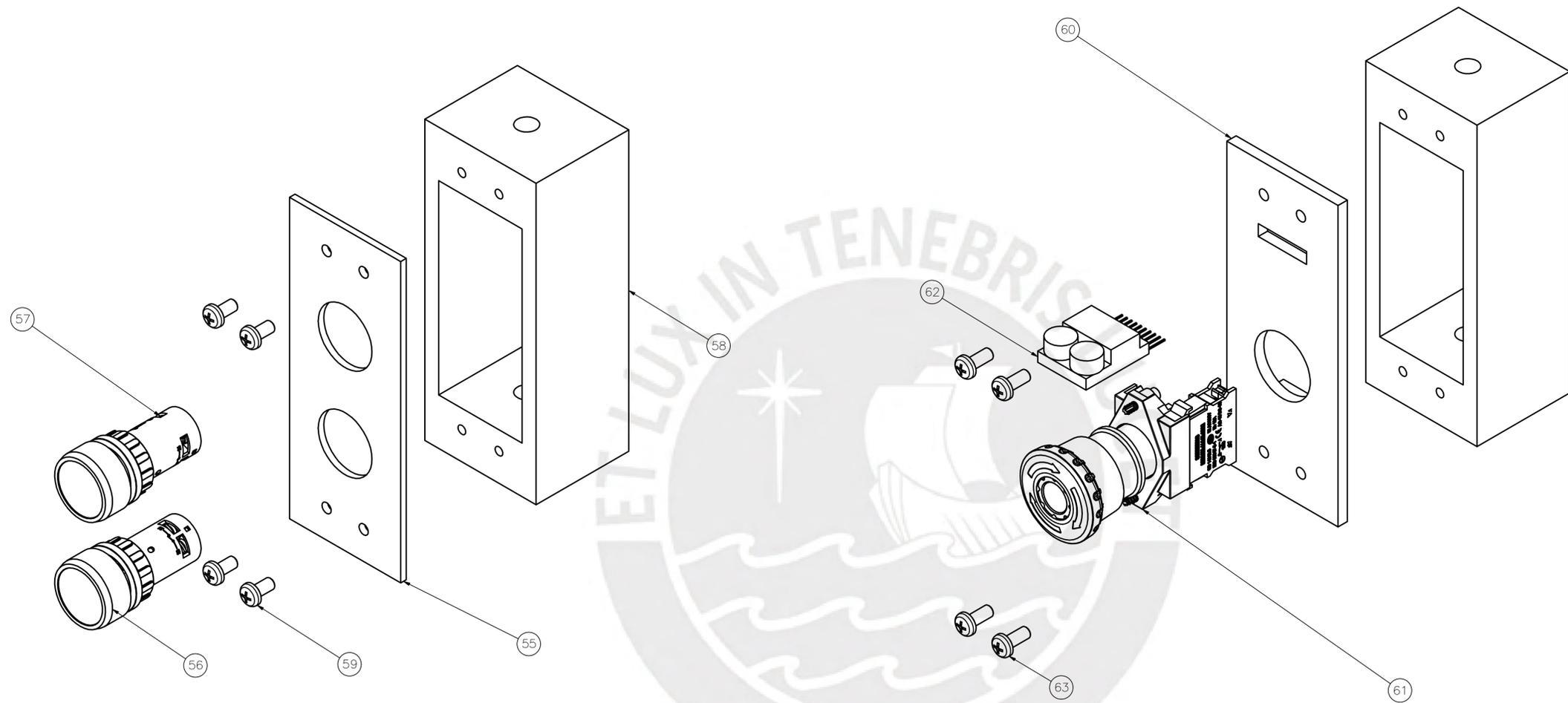
VISTA EXPLOSIONADA DE CARCASA DE CIRCUITO DE CONTROL
ESCALA 1:1



VISTA EXPLOSIONADA DE CARCASA DE SENSOR IMU
ESCALA 2:1

54	2	Tornillo hexagonal M2.5 x 10	DIN EN ISO 7045	4.8	
53	1	Tapas de carcasa de sensor IMU	ABS	4.8	Ver 06-A0-D02
52	2	Tornillo hexagonal M2.5 x 5	DIN EN ISO 7045	4.8	
51	1	Sensor IMU			MPU6050
50	1	Carcasa de sensor IMU		ABS	Ver 06-A0-D02
49	4	Tornillo hexagonal M3 x 10	DIN EN ISO 7045	4.8	
48	1	Tapas de carcasa de circuito de control	ABS	4.8	Ver 06-A0-D02
47	2	Tornillo hexagonal M2 x 4	DIN EN ISO 7045	4.8	
46	1	Sujetador de módulo bluetooth	ABS	4.8	Ver 06-A0-D02
45	2	Tornillo hexagonal M3 x 8	DIN EN ISO 7045	4.8	
44	1	Módulo bluetooth			HC-06
43	1	Microcontrolador Arduino			MEGA 2560 R3
42	1	Carcasa de circuito de control	ABS	4.8	Ver 06-A0-D02
41	2	Tornillo hexagonal M2.5 x 5	DIN EN ISO 7045	4.8	
40	1	Stepdown			Lm2596
39	4	Tornillo hexagonal M3 x 10	DIN EN ISO 7045	4.8	
38	1	Tapas de carcasa de circuito de potencia	ABS	4.8	Ver 06-A0-D01
37	8	Tornillo hexagonal M2.5 x 6	DIN EN ISO 7045	4.8	
36	4	Módulo MOSFET IRF520n			Makereativostore
35	1	Carcasa de circuito de potencia	ABS	4.8	Ver 06-A0-D01
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISERIO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
	SUB – ENSAMBLE CARCASAS	FECHA: 2021.05.09
20142878	GOMEZ CHAMORRO, KEVIN VÍCTOR	PLANO: 05-A1-E05

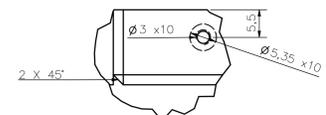
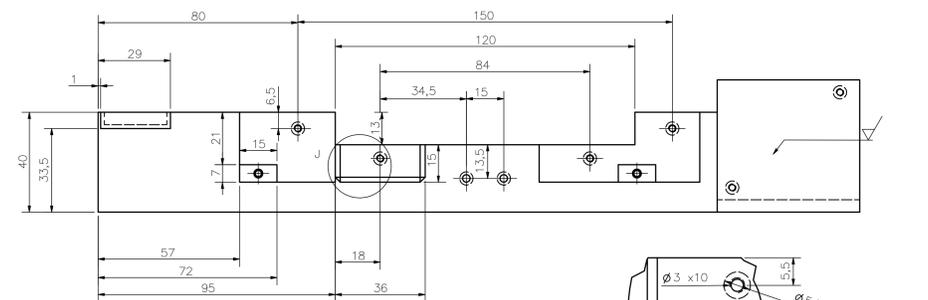
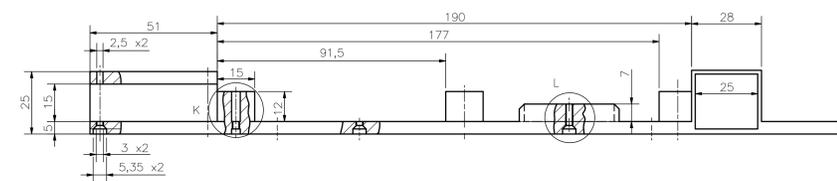
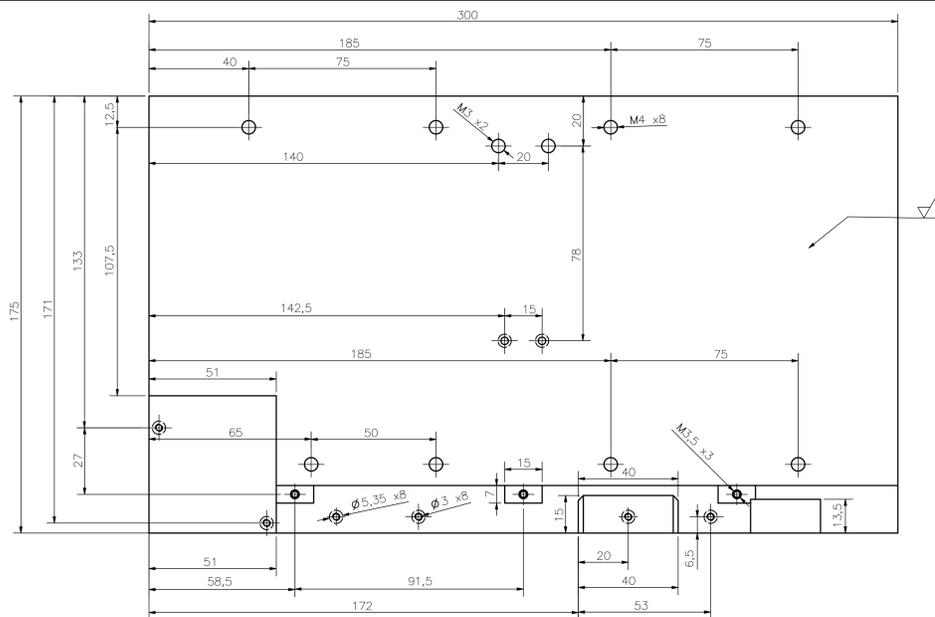


VISTA EXPLOSIONADA DE COMPARTIMIENTO ON-OFF

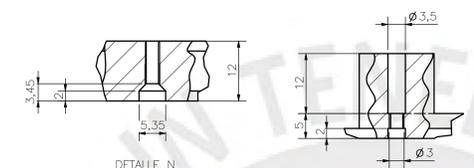
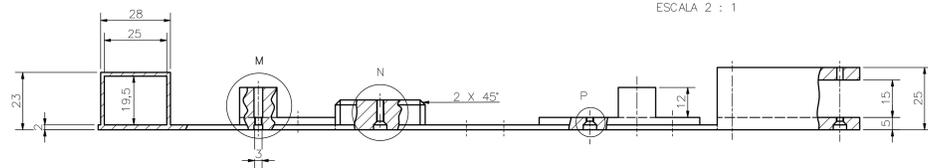
VISTA EXPLOSIONADA DE COMPARTIMIENTO DE EMERGENCIA

63	4	Tornillo hexagonal M5 x 12	DIN EN ISO 7045	4.8	
62	1	Inspector de batería con altavoz			Fusebat-1
61	1	Botón pulsador de emergencia			Genérico, 22 mm
60	1	Tapá de compartimiento de Emergencia		ABS	Ver 07-A0-D03
59	4	Tornillo hexagonal M5 x 10	DIN EN ISO 7045	4.8	
58	1	Carcasa de compartimientos		ABS	Ver 07-A0-D03
57	1	Botón rojo pulsador de apagado			Genérico, 22 mm
56	1	Botón verde pulsador de encendido			Genérico, 22 mm
55	1	Tapá de compartimiento On-Off		ABS	Ver 07-A0-D03
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA					
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA				ESCALA
	SUB-ENSAMBLE COMPARTIMENTOS FRONTALES				FECHA:
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VÍCTOR				PLANO:
					2021.05.09
					06-A1-E06



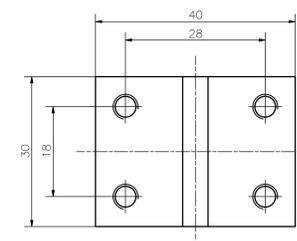
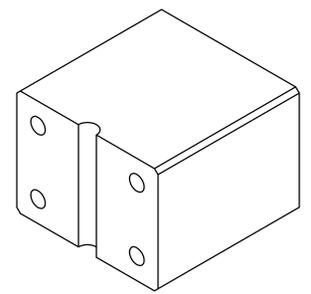
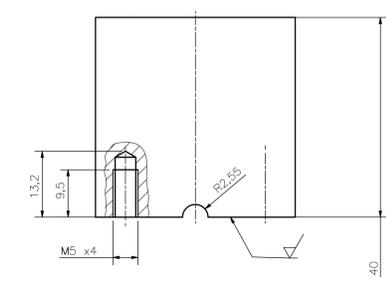
DETALLE J
ESCALA 2 : 1



DETALLE N
ESCALA 2 : 1
AGUJERO TÍPICO

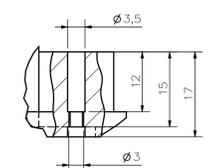
DETALLE M
ESCALA 2 : 1

DETALLE P
ESCALA 2 : 1
AGUJERO TÍPICO

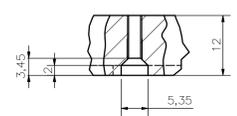


NOMBRE: Soporte superior 2 de barra de carbono
POSICIÓN: 27
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Chafanado de 1x45° en esquinas exteriores

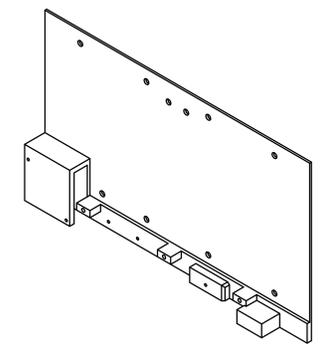
NOMBRE: Placa aislante inferior
POSICIÓN: 24
CANTIDAD: 1
ESCALA DE VISTAS: 1:1
ESCALA DE ISOMÉTRICO: 1:2
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Agujeros avellanados similares a la pieza "Placa aislante superior"



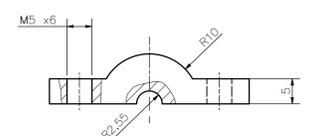
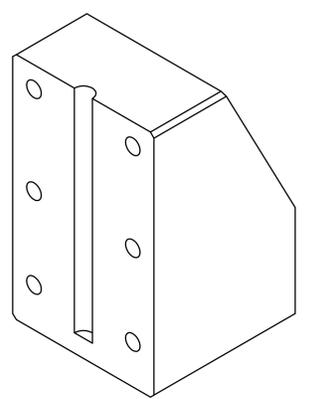
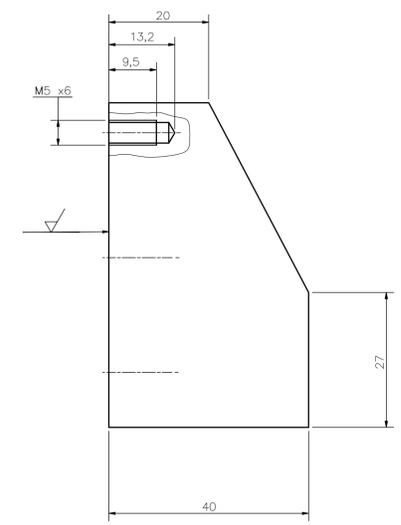
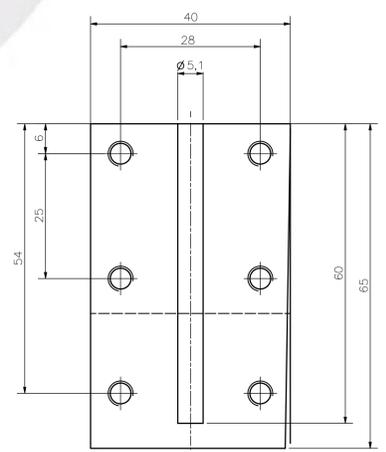
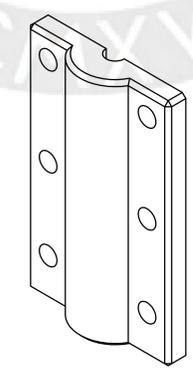
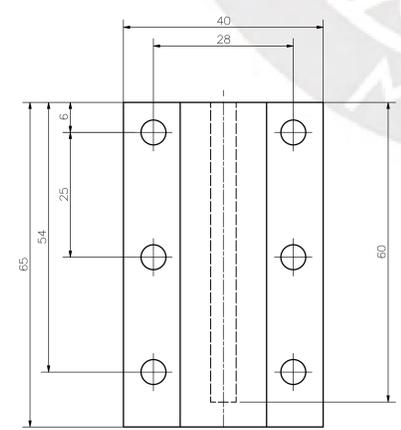
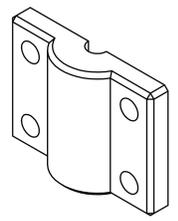
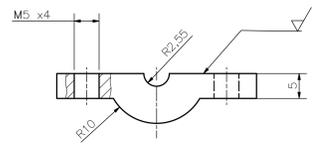
DETALLE K
ESCALA 2 : 1
AGUJERO TÍPICO



DETALLE L
ESCALA 2 : 1
AGUJERO TÍPICO



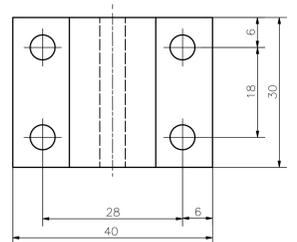
NOMBRE: Placa aislante superior
POSICIÓN: 20
CANTIDAD: 1
ESCALA DE VISTAS: 1:1
ESCALA DE ISOMÉTRICO: 1:2
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Los agujeros para uniones avellanadas tienen 5.35 mm de radio con 1.315 mm de profundidad realizada desde la cara interna de la placa. Luego de ello se realizan los agujeros pasantes correspondientes a la unión avellanada M3



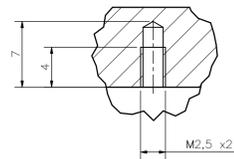
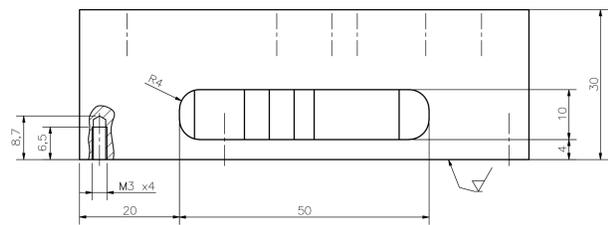
NOMBRE: Soporte inferior 1 de barra de carbono
POSICIÓN: 28
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Chafanado 1 x 45° en los bordes exteriores

NOMBRE: Soporte inferior 2 de barra de carbono
POSICIÓN: 29
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Chafanado 1 x 45° en los bordes exteriores

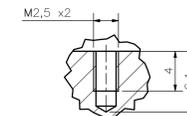
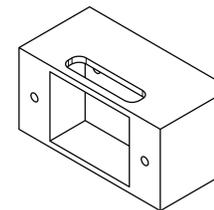
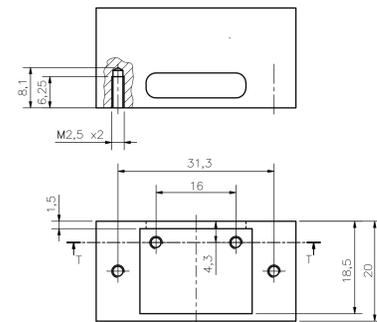
NOMBRE: Soporte superior 1 de barra de carbono
POSICIÓN: 26
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Chafanado 1 x 45° en los bordes exteriores



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
	INDICADA	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCION	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACION PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNOSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
	ITEM 20, 24, 26, 27, 28, 29	FECHA: 2021.05.09
20142878	GOMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 07-A0-001

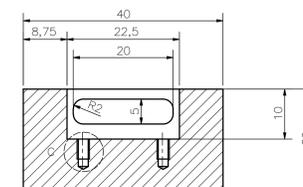


DETALLE B
ESCALA 4 : 1

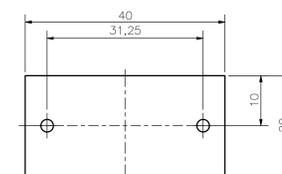
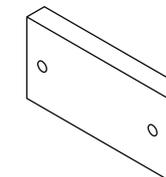
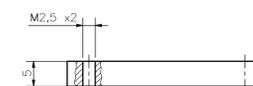


DETALLE C
ESCALA 4 : 1

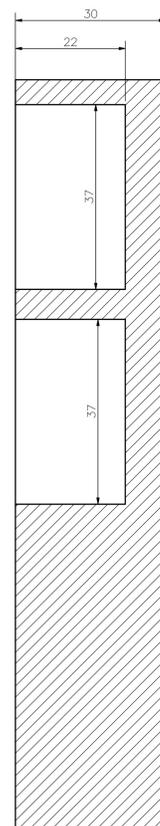
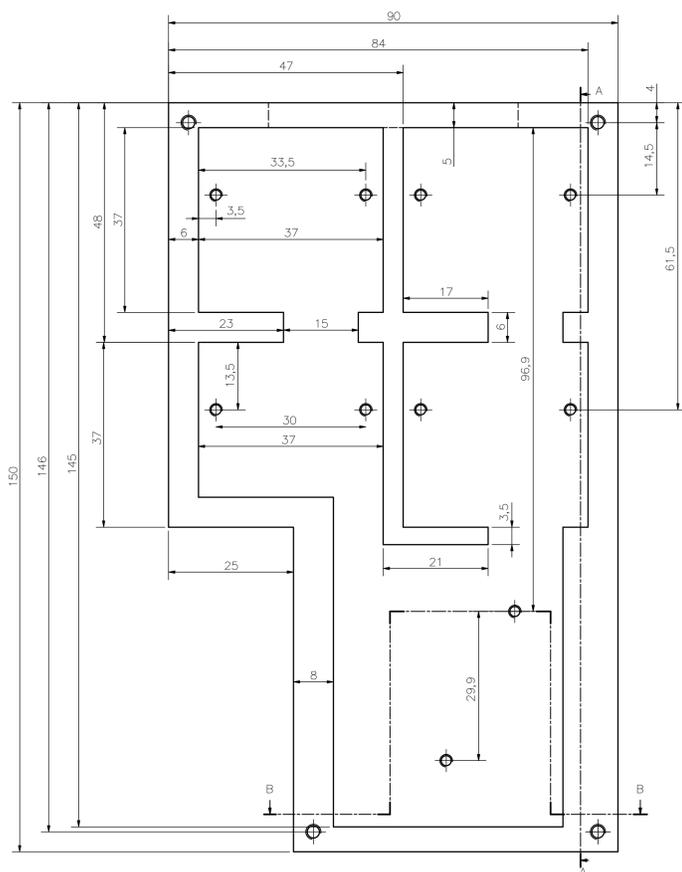
NOMBRE: Carcasa de sensor IMU
POSICIÓN: 50
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



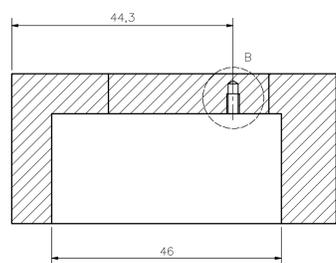
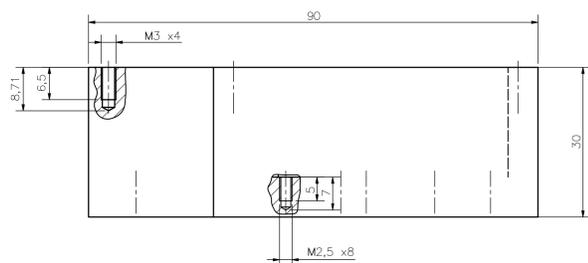
CORTE T-T



NOMBRE: Tapa de carcasa de sensor IMU
POSICIÓN: 53
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3

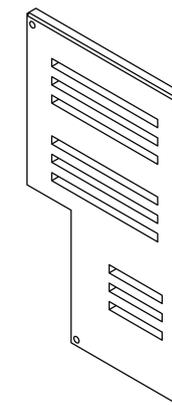
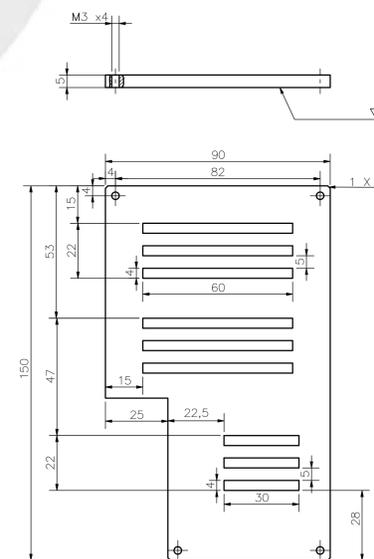


CORTE A-A



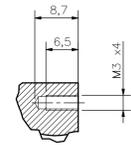
CORTE B-B

NOMBRE: Carcasa de circuito de potencia
POSICIÓN: 35
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3
COMENTARIO: Chafanado 1x45° en bordes externos

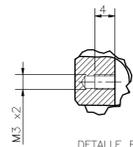


NOMBRE: Tapa de carcasa de circuito de potencia
POSICIÓN: 38
CANTIDAD: 1
ESCALA: 1:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3

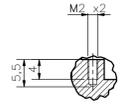
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
INDICADA	INDICADA	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA — ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
20142878	ÍTEMS 35, 38, 50 y 53	FECHA: 2020.11.30
	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 08-AD-002



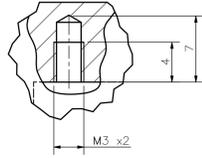
DETALLE A
ESCALA 2 : 1



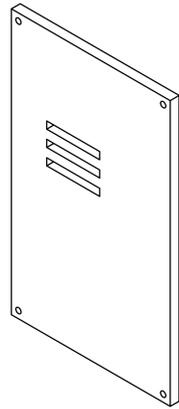
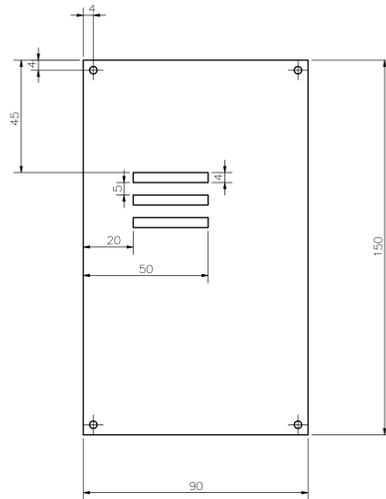
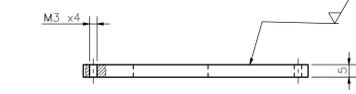
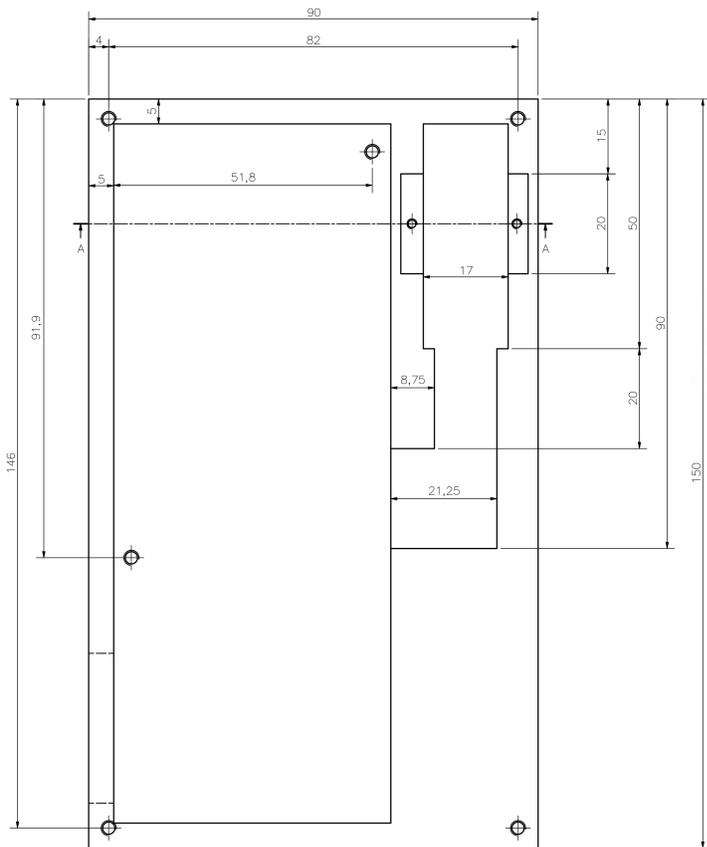
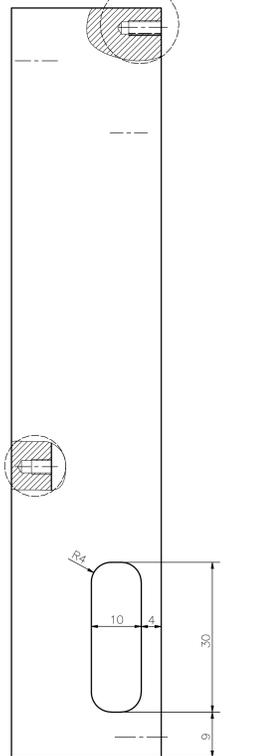
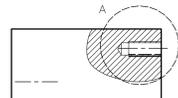
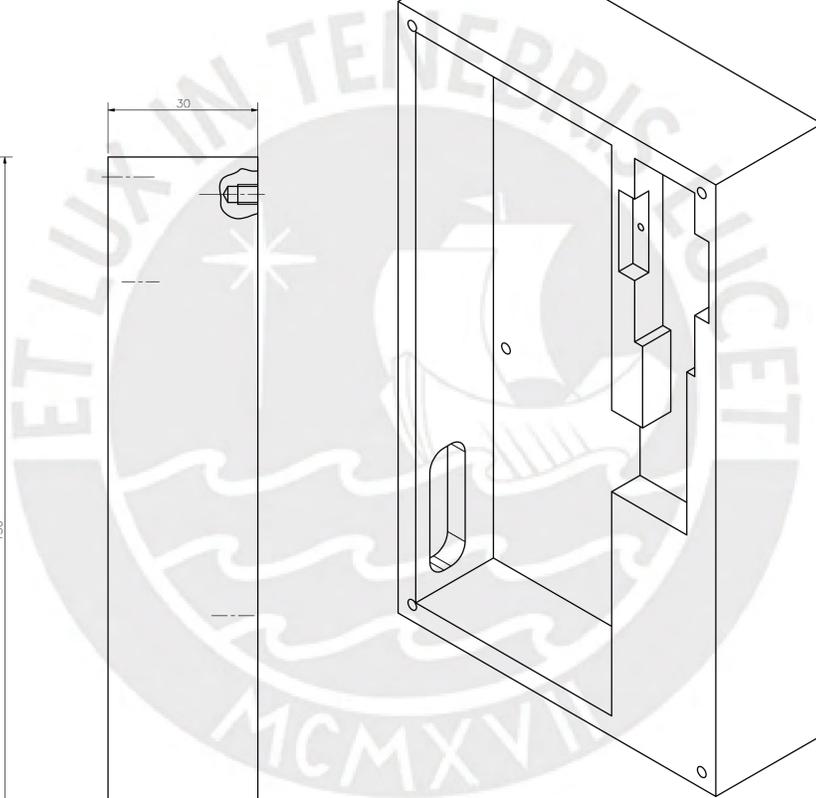
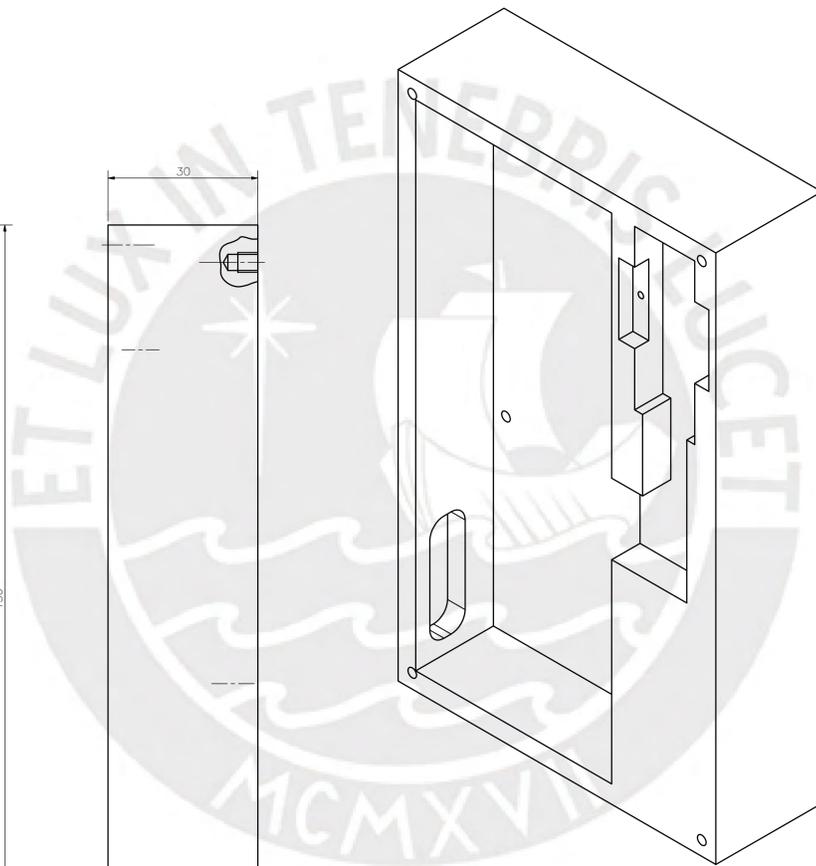
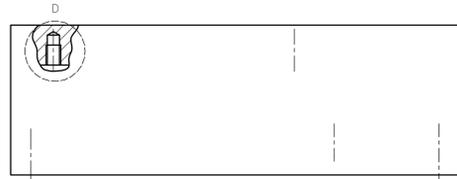
DETALLE B
ESCALA 2 : 1



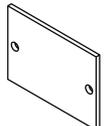
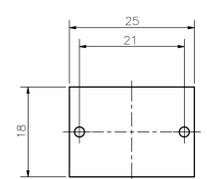
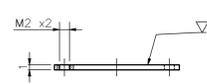
DETALLE C
ESCALA 2 : 1



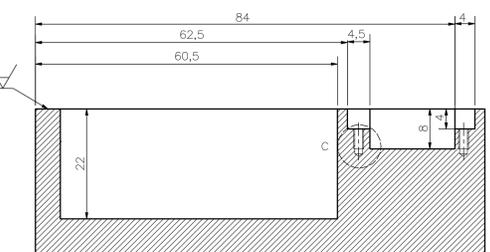
DETALLE D
ESCALA 4 : 1



NOMBRE: Tapa de carcasa de circuito de control
POSICIÓN: 48
CANTIDAD: 1
ESCALA: 1:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



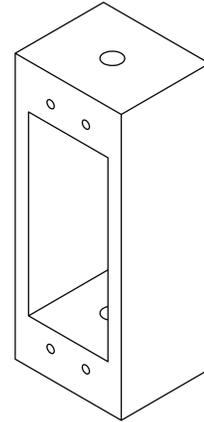
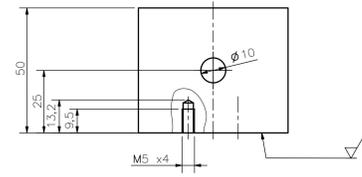
NOMBRE: Sujetador de módulo bluetooth
POSICIÓN: 46
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



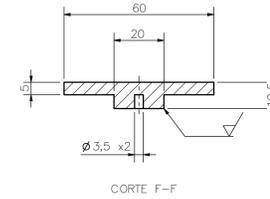
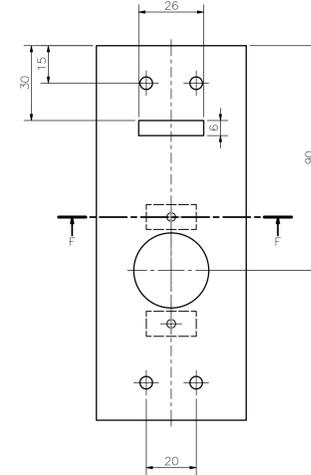
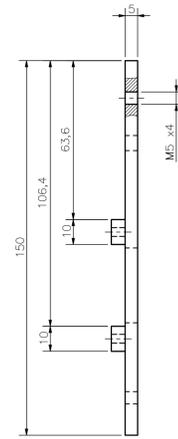
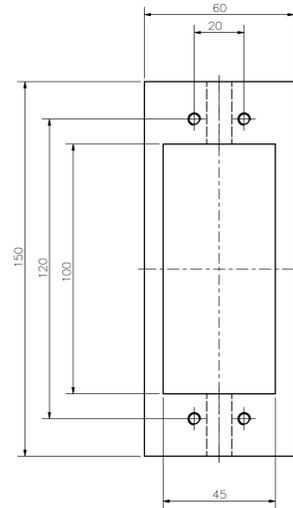
CORTE A-A

NOMBRE: Carcasa de circuito de control
POSICIÓN: 42
CANTIDAD: 1
ESCALA: 2:1
MATERIAL: ABS
TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3

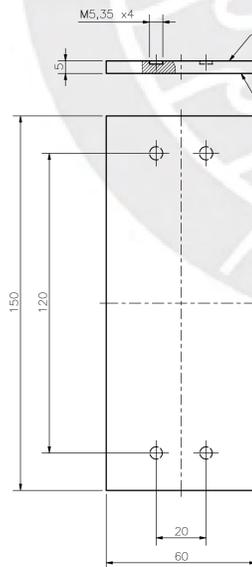
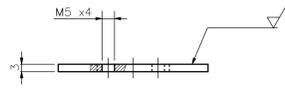
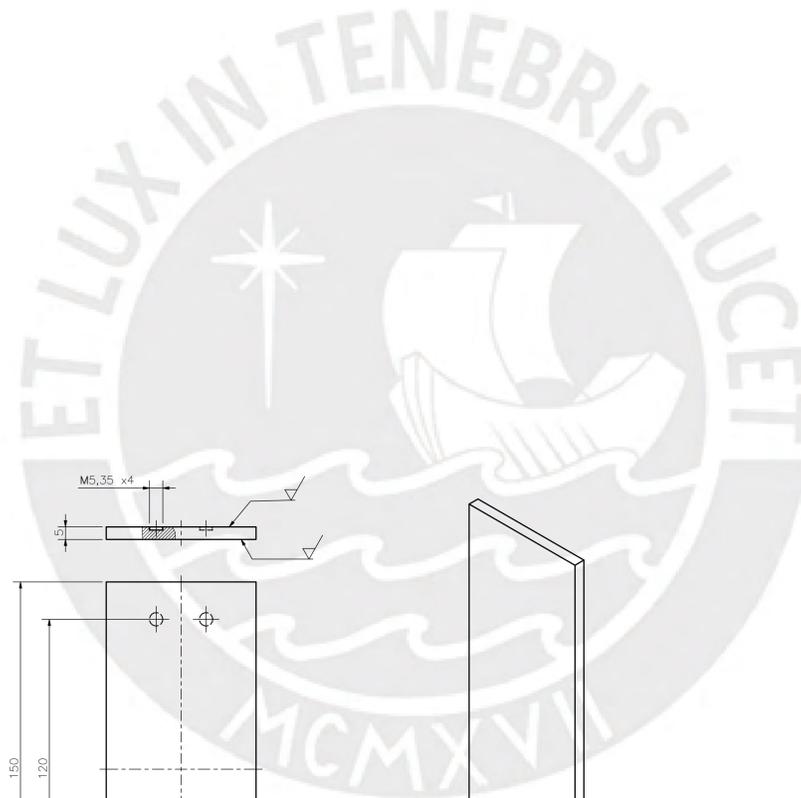
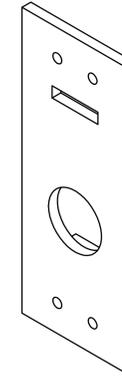
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL INDICADA	MATERIAL INDICADO
✓	INDICADA	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA — ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACION PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNOSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA INDICADA
✓	ÍTEMES 42, 46 y 48	FECHA: 2021.05.13
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 09-AD-003



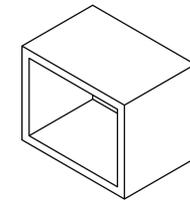
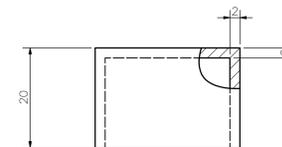
NOMBRE: Compartimiento On-Off y de emergencia
 POSICIÓN: 58
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



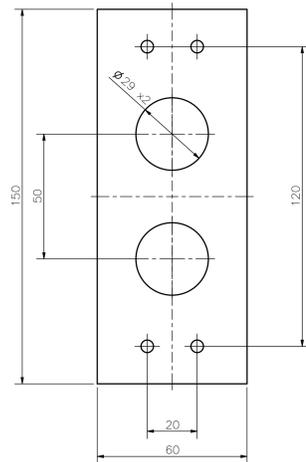
NOMBRE: Tapa de compartimiento de emergencia
 POSICIÓN: 60
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



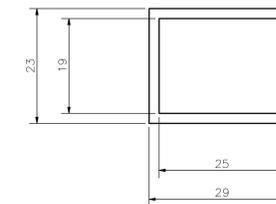
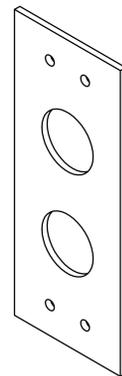
NOMBRE: Acople de compartimientos
 POSICIÓN: 4
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



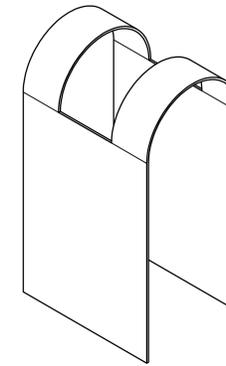
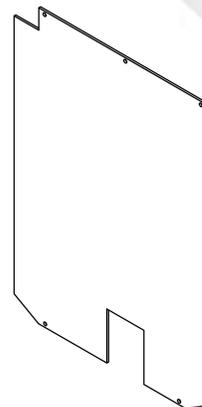
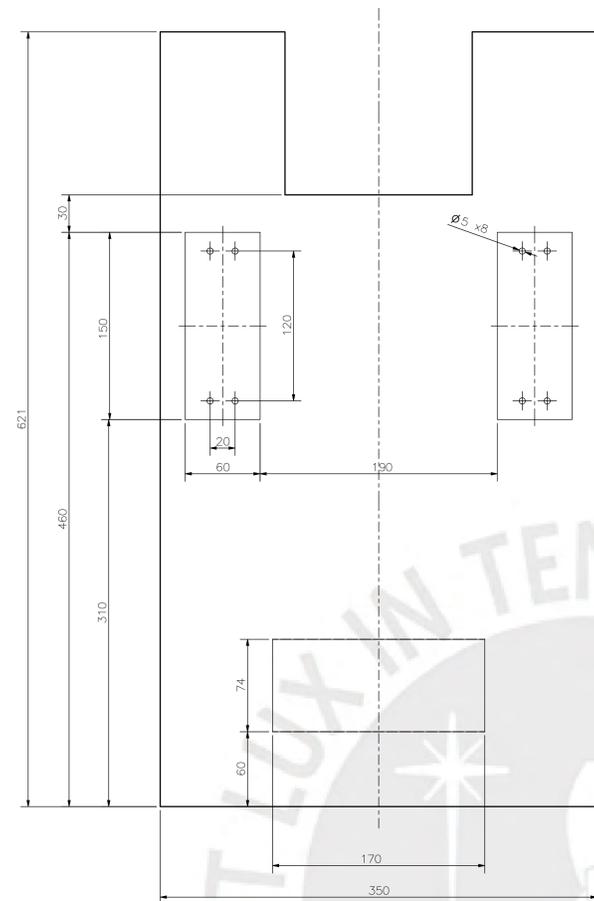
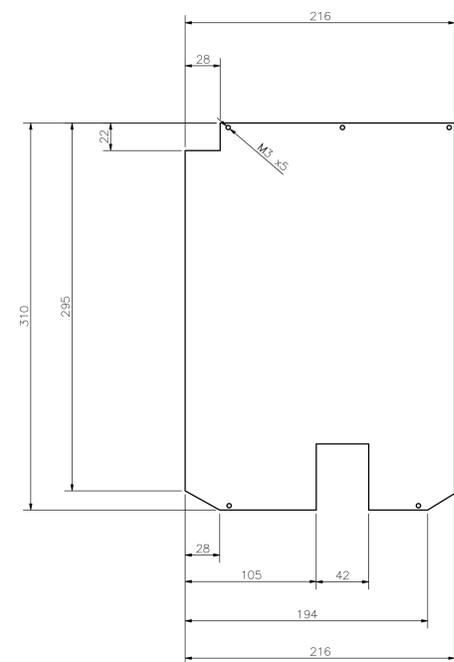
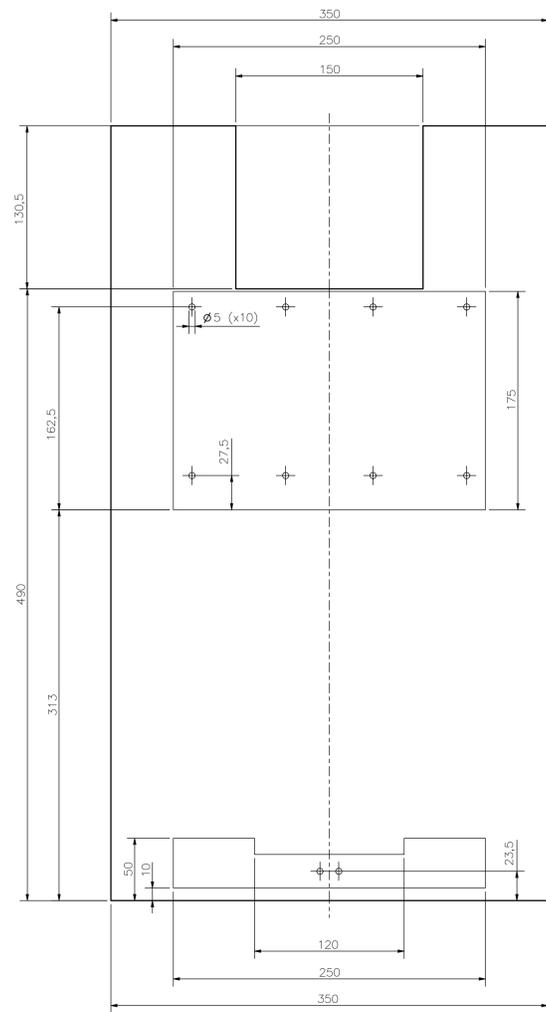
NOMBRE: Encoje de ducto
 POSICIÓN: 16
 CANTIDAD: 2
 ESCALA: 2:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



NOMBRE: Tapa de compartimiento On-Off
 POSICIÓN: 55
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:1
 MATERIAL: ABS
 TOLERANCIA GENERAL: ± 0.3



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL INDICADA	MATERIAL INDICADO
✓	INDICADA	INDICADO
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACION PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNOSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA 1:1
☉	ITEMS 4, 55, 58, 60	FECHA: 2021.05.13
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VICTOR	PLANO: 10-AD-004

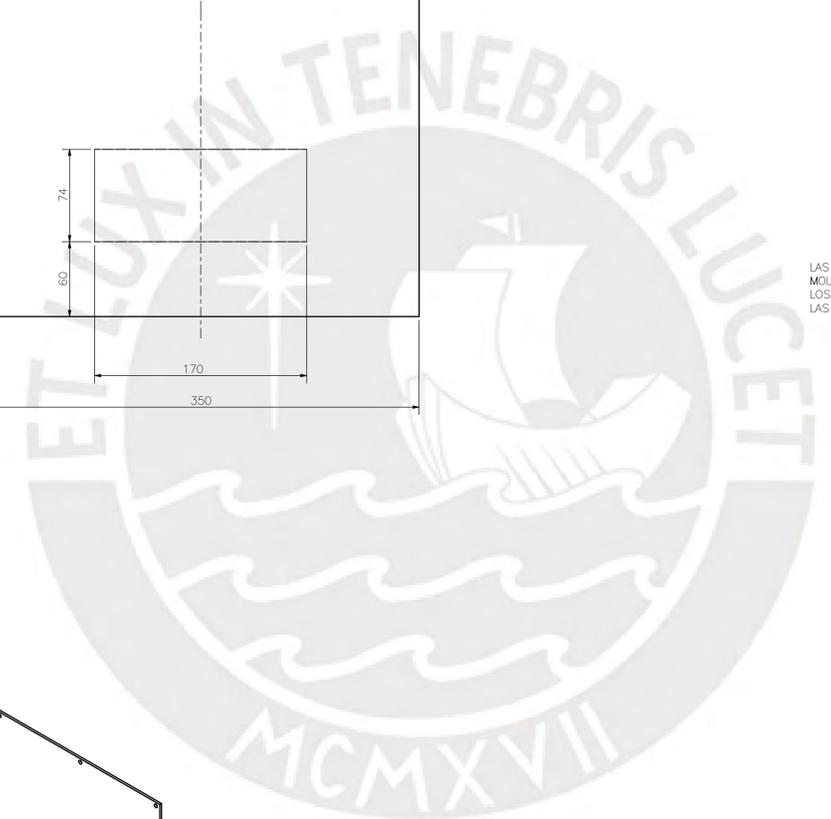


NOMBRE: chaleco lastrado
 POSICIÓN: 16
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: Codra

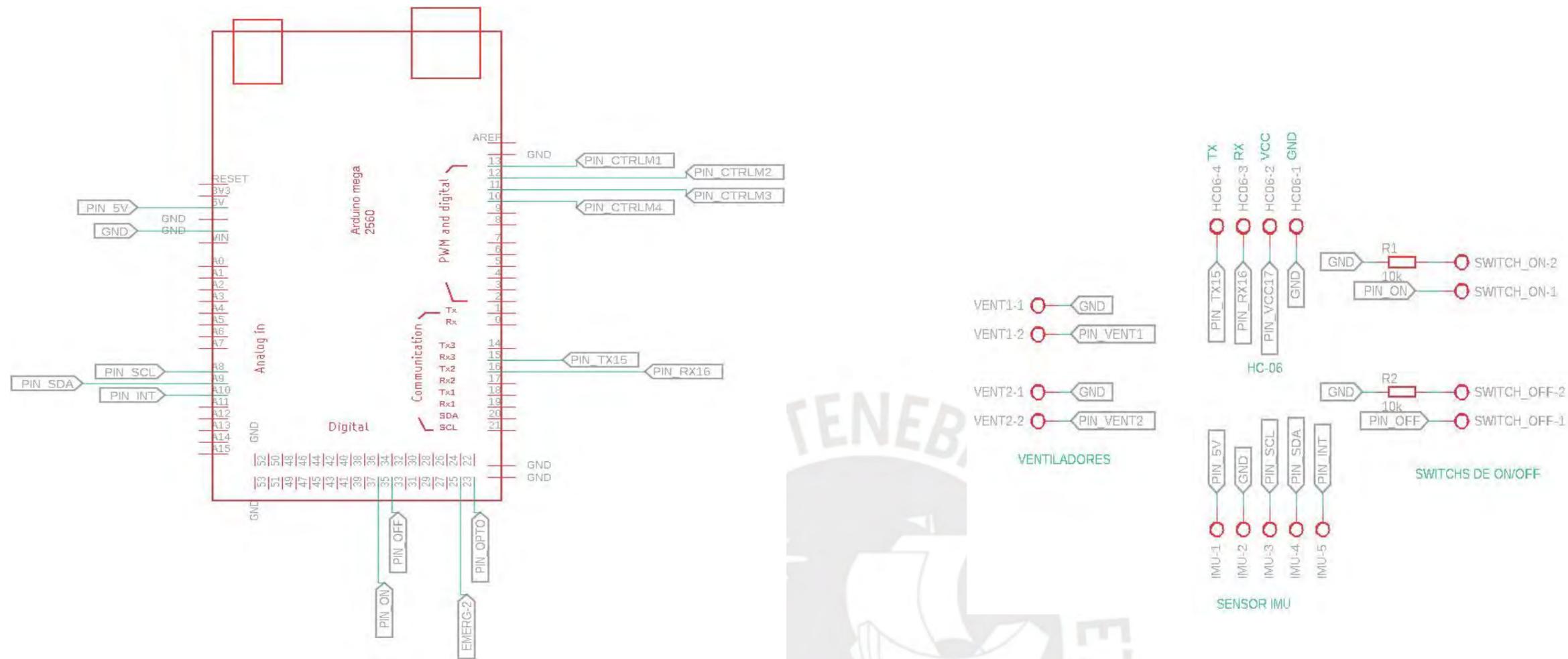
LAS MEDIDAS SON REFERENCIALES PARA ELABORACIÓN DE UN MOLDE TEXTIL PARA UN CHALECO LASTRADO
 LOS AGUJEROS DEBEN SER REFORZADOS PARA SOPORTAR LAS UNIONES ATORNILLADAS

NOMBRE: Funda
 POSICIÓN: 16
 CANTIDAD: 1
 ESCALA: 1:2
 MATERIAL: Codra

LAS MEDIDAS SON REFERENCIALES PARA ELABORACIÓN DE UN MOLDE TEXTIL PARA LA FUNDA
 LOS AGUJEROS DEBEN SER REFORZADOS PARA SOPORTAR LAS UNIONES ATORNILLADAS

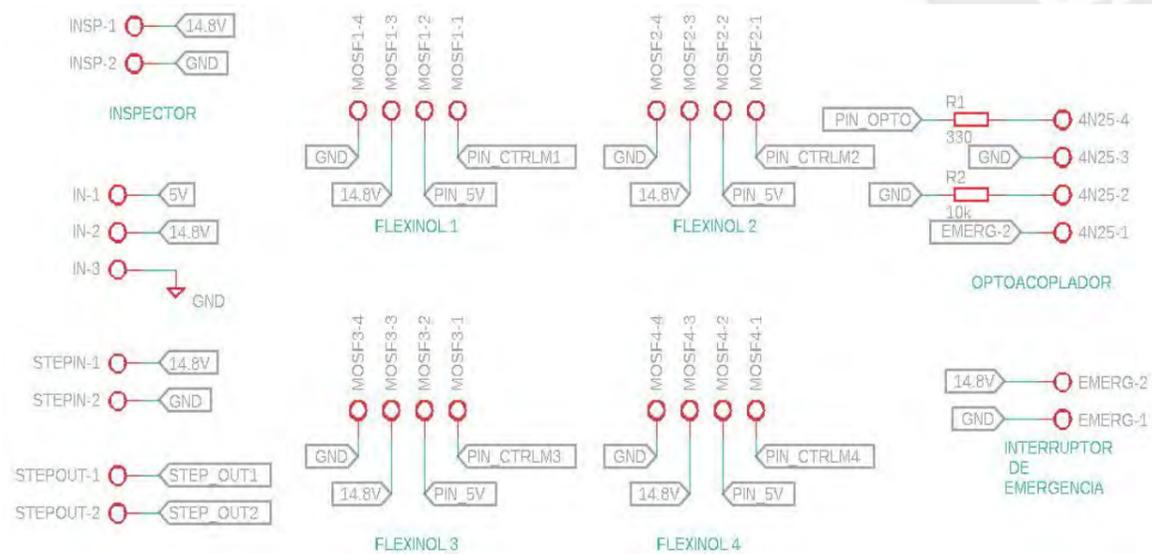


PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA — ING. MECATRÓNICA		
METODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA 1:2
	ITEMS 1 Y 15	FECHA: 2020.11.30
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VÍCTOR	PLANO: 11-AD-005



Microcontrolador Arduino MEGA

PCB de circuito de control



PCB de circuito de potencia

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – ING. MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA LA REHABILITACIÓN PASIVA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE LUMBALGIA AGUDA	ESCALA 1:2
	DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE CONEXIONES	FECHA: 2021.05.28
20142878	GÓMEZ CHAMORRO, KEVIN VÍCTOR	PLANO: 12-A3-EL01